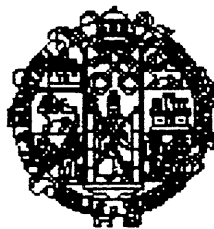


UNIVERSIDAD DE SALAMANCA
ESCUELA UNIVERSITARIA DE ENFERMERIA Y FISIOTERAPIA
DEPARTAMENTO DE ANATOMIA E HISTOLOGIA HUMANAS

**“BASES ANATOMICAS DE LA MARCHA
HUMANA”**

Ana María Martín Nogueras.

Salamanca, 1995



Prof. Dr. F. Sánchez

Universidad de Salamanca. Dept. Anatomía e Histología Humanas
Facultad de Medicina. Avda Campo Charro s/n. 37007. Salamanca. España

FERNANDO SANCHEZ HERNANDEZ, Doctor en Medicina y Cirugía y
Profesor Titular de Universidad de Anatomía Humana, adscrito al
Departamento de Anatomía e Histología Humanas de la Universidad de
Salamanca,

C E R T I F I C O:

Que el estudio realizado como Trabajo de Grado titulado:
"Bases Anatómicas de la Marcha Humana", ha sido llevado a cabo, bajo
mi dirección, por **Dña. Ana María Martín Noguerras** en el Departamento
de Anatomía e Histología Humanas y en la Escuela Universitaria de
Enfermería y Fisioterapia.

Que a mi entender, el mencionado trabajo, reúne los
requisitos indispensables para que la autora pueda optar al Grado de
Diplomada por la Universidad de Salamanca.

Y para que así conste, firmo el presente certificado en
Salamanca a once de Julio de mil novecientos noventa y cinco.



Fdo: Prof. Dr. F. Sánchez

INDICE

I.	PROLOGO.	7.
II.	AGRADECIMIENTOS.	10.
III.	INTRODUCCION.	13.
IV.	HISTORIA DEL ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA.	19.
V.	FASES, TIEMPOS O MOMENTOS DE LA MARCHA HUMANA NORMAL.	24.
VI.	TECNICAS BIOMECANICAS DE ANALISIS DE LA MARCHA HUMANA.	45.
VII.	CINETICA DE LA MARCHA HUMANA.	52.
VIII.	DESPLAZAMIENTOS DEL CENTRO DE GRAVEDAD DURANTE LA MARCHA HUMANA.	58.
IX.	MOVIMIENTOS DE LOS MIEMBROS SUPERIORES DURANTE LA MARCHA HUMANA.	66.
X.	EVOLUCION FISIOLOGICA DE LA MARCHA HUMANA SEGUN LA EDAD.	72.
XI.	INFLUENCIA DE DIVERSOS FACTORES EN LA MARCHA HUMANA.	79.
XII.	EXPLORACION CLINICA DE LA MARCHA HUMANA.	91.
XIII.	BIBLIOGRAFIA.	96.
XIV.	ICONOGRAFIA Y LEYENDA.	109.
XV.	CONCLUSIONES.	150.

“Sólo el hombre, entre todas las criaturas vivientes, camina erecto porque su Naturaleza y su Ser son divinos.”

Aristóteles.

A mi entrenador.

I.- PROLOGO.

Creo recordar que, prácticamente, desde que tengo uso de razón, vivo en el mundo del deporte y no se puede negar que cuando creces dentro de un determinado ambiente éste te modela.

Me cabe pensar que quizás mi vida, mis gustos, mis aptitudes, mi carrera, hubieran sido distintas sino hubiese conocido lo que es vivir en el mundo de la amistad, la deportividad y la competitividad, pero cada uno tiene su destino y sin duda, creo que el mío es, de momento, afortunado.

Mi deporte, no sé si debido a su propia calidad o a la de mi entrenador, ha desarrollado en mí el instinto de perfección, cada movimiento, cada ejercicio, ha de ser correctamente ejecutado, para que su eficacia sea la mayor posible. Debe ser esto lo que en el fondo de mí, de alguna manera, me "obligó" a decirme a analizar algo que parece tan fácil: andar-caminar-marchar pero que exige movimientos precisos y controlados, y que, de alguna manera, es el preludio de la carrera y el salto.

Las personas que mejor pueden confirmar lo difícil que es caminar, son aquellas que han sufrido alguna fractura, afección articular, implantación de prótesis... en la extremidad inferior y que después deben iniciar una, no corta, recuperación y adaptación a la nueva situación.

Y es que algo, tan elemental, como es el andar, que parece innato de nuestro ser, que forma parte de nuestra vida cotidiana y que no se comprende una vida sin ello, es un tema no fácil de asimilar.

II.- AGRADECIMIENTOS.

En primer lugar deseo expresar mi más profundo agradecimiento al **Prof. Dr. D. Fernando Sánchez Hernández**, director, promotor e impulsor de este Trabajo de Grado. Gracias a su interés, dedicación y ayuda ha sido posible la realización del mismo. Ha sido, además, mi maestro en lo que el mundo de la Anatomía y la Biomecánica se refiere.

Al Prof. **Dr. D. Ricardo Vázquez Rodríguez**, coordinador de la Unidad Docente C de Anatomía de la Facultad de Medicina de la Universidad de Salamanca, que puso a mi disposición materiales necesarios para elaborar este trabajo.

Al **Prof. Dr. D. Ignacio Calvo Arenillas**, por su docencia incansable durante mi último año de la Diplomatura de Fisioterapia y sin cuya aportación bibliográfica no hubiera sido posible la matización de este trabajo.

A la **Prof. Dña. Rosa González del Río**, directora de la E.U. de Enfermería y Fisioterapia, por su entusiasmo y apoyo en la realización de este y otros Trabajos de Grado por Salamanca.

A **todos mis Profesores de la Diplomatura de Fisioterapia**, por su interés en nuestra formación como Fisioterapeutas.

A las **Stas. Idoia Acosta, Blanca Barbero y María Luisa**

Morales, compañeras de promoción durante los tres años de mi Diplomatura de Fisioterapia y con las que pase muchos buenos y malos ratos durante la realización de nuestros respectivos Trabajos de Grado. Gracias a su ánimo y apoyo la realización de este trabajo ha sido más llevadera.

A la **Sta. Raquel Castaño**, apreciada amiga, que puso a mi disposición el material necesario para la mecanografía del mismo.

A la **Sta. Gloria Ogayar** por su colaboración en las labores de traducción del material bibliográfico.

Al **personal responsable del servicio de Biblioteca de la E. U. de Enfermería y Fisioterapia, del Hospital Clínico Universitario** y en especial al de **la Facultad de Medicina**, cuya colaboración en la recopilación bibliográfica merece ser agradecida.

A **mis padres**, aprovecho la ocasión para agradecerles la educación y cariño que han sabido darme durante toda mi vida.

A todos **mis amigos, compañeros y familiares** por su apoyo incondicional y entusiasta.

A todos ellos MUCHAS GRACIAS.

III.- INTRODUCCION.

Previamente a la descripción de los contenidos de este trabajo, mostramos una serie de términos y su significado, con el fin de facilitar la comprensión del texto.

MARCHA: sucesión de pasos. Modo de locomoción bípeda con actividad alternante de los miembros inferiores y mantenimiento del equilibrio dinámico.

CICLO DE MARCHA también denominado **zancada**: conjunto de acciones realizadas y fenómenos producidos entre dos repeticiones consecutivas de uno cualquiera de los sucesos de la marcha. Un ciclo consta de dos pasos.

DURACION DEL CICLO: intervalo comprendido entre dos repeticiones consecutivas de un suceso cualquiera de la marcha. Se mide en segundos.

PASO: conjunto de fenómenos producidos entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral.

PERIODO DE APOYO: parte del ciclo en que el pie contacta con el suelo. Se mide en segundos.

PERIODO DE OSCILACION: intervalo en que el pie no contacta con el suelo. Se mide en segundos.

PERIODO DE DOBLE APOYO: parte del ciclo en que ambos pies contactan simultáneamente con el suelo. Se mide en segundos.

PERIODO DE APOYO UNIPODAL O UNILATERAL: intervalo durante el cual tan sólo un miembro se encuentra sobre el suelo, estando el miembro contralateral en su fase de oscilación.

VELOCIDAD DE MARCHA: distancia que recorre el cuerpo hacia delante en la unidad de tiempo. Se mide en centímetros o metros por segundo.

CADENCIA DE LA MARCHA: número de ciclos o pasos por unidad de tiempo. Se mide en ciclos o pasos por minuto o por segundo. Valor normal 90-120 ciclos/min.

LONGITUD DEL CICLO O DE LA PISADA: distancia entre dos choques consecutivos de talón de un mismo pie. Se mide en metros o centímetros.

MOMENTO DE LA VERTICAL: corresponde al instante en que la línea gravitatoria cruza la articulación tibiotarsiana; momento en que la cadera se halla recta y la rodilla ligeramente flexionada.

LONGITUD DEL PASO: distancia que separa dos apoyos sucesivos. Se mide de talón a talón, en metros o centímetros.

Interesa dividir la longitud del paso en dos: paso posterior y paso anterior:

- paso posterior: comprende desde el doble apoyo posterior de impulso hasta el "momento de la vertical" del miembro opuesto.

- paso anterior: comprende desde el "momento de la vertical" hasta el apoyo anterior de recepción.

La longitud del paso depende ante todo de las dimensiones de las extremidades inferiores.

ANCHURA DE LA PISADA, DEL PASO o BASE DE SUSTENTACION: distancia entre la línea media de un pie y la línea media del otro pie. Se mide en metros o centímetros.

ANGULO DEL PASO: ángulo que forma el eje del pie con la línea de progresión. Se mide en grados y se considera como valor estándar 15°.

Comenzando ya propiamente con la introducción, en la bibliografía consultada es evidente que la preocupación por el estudio del movimiento es casi tan antigua como la misma ciencia, pero es a partir del siglo XIX cuando los estudios sobre el mismo, en especial de la marcha, se intensifican y se perfeccionan con las nuevas técnicas que se irán desarrollando.

La posición erecta también llamada erguida, bípeda o vertical, tanto en estática como en dinámica, es una de las características que definen a los seres humanos, si bien, ésta no es innata, es algo que precisa ser aprendido durante la primera infancia. También es verdad que, la postura erecta no es un estado permanente sino que cesa durante el tiempo de reposo, exigido por la fatiga que ella misma entraña; por tanto, la posición erecta es voluntaria.

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erecta, se mueve hacia adelante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas (Inman y cols., 1981). Se caracteriza, a la vez que se distingue de la carrera, por el contacto permanente del individuo con el suelo a través de, al menos, uno de sus pies.

Pese al carácter individual de este proceso, que durante los primeros años de la infancia se aprende, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de la

marcha humana normal.

Aunque es indiscutible que en la marcha cabe diferenciar cuatro "tiempos", "fases" o como prefieren llamarlos otros autores, "momentos", depende de los autores la forma de analizarla.

La forma de analizar la marcha difiere de unos autores a otros en el sentido que, al ser ésta una sucesión de pasos (entendiendo como tales el conjunto de fenómenos producidos entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral), cada autor comienza a estudiarla en un momento determinado: unos lo prefieren hacer analizando en primer lugar el despegue del miembro inferior retrasado (Ducroquet, 1972; Viladot, 1990), mientras que otros la inician con el estudio del choque del talón del miembro inferior adelantado (Plas y cols., 1984; Winter, 1991; Lehmann, 1993; Sánchez Lacuesta y cols., 1993).

En la mayoría de los casos encontrados parten de la posición en la que los miembros están separados como ramas de un compás (uno hacia delante y otro hacia atrás), a excepción de Amat y cols. (1990), que la describen a partir de la posición anatómica.

Cabe destacar además, que todos los autores coinciden en el hecho de estudiarla por ciclos.

En el estudio de cualquier movimiento humano, de la misma manera que en el caso de la marcha, existen distintos puntos de vista en la forma de hacerlo, aunque todos ellos se incluyen dentro de una misma disciplina: la Biomecánica, ésta comprende estudios cinemáticos, cinéticos, energéticos y electromiográficos.

Son muchas las causas que llevan a una modificación del patrón normal de la marcha, teniendo en cuenta que no todas ellas tienen porque ser propiamente patológicas, como la talla, la edad, el calzado, el terreno, la carga, la actividad de la persona, etc.

Sin duda alguna, existen muchas afecciones de distinto origen (estructural, osteoarticular, miopático, neuropático...), que llevan a una alteración del caminar.

Por tanto, todo fisioterapeuta debería conocer los patrones normales, no sólo de la marcha, sino de todo movimiento o función, ya que es la única manera de poder discernir lo que es patológico de lo que no y a partir de aquí iniciar una reeducación.

IV.-HISTORIA DEL **ESTUDIO DE LA** **MARCHA HUMANA.**

La mayoría de los antropólogos coinciden en que la característica más antigua que se conoce del hombre no es su inteligencia, ni sus armas, ni su modo de vida, etc, sino que es el caminar erecto, debido según parece a algunos cambios específicos en el cerebro de los primates.

Los primeros sujetos erectos que se conocen datan de cuatro millones de años, y fueron hallados en la región de Afar, en Etiopía. Según los investigadores, éstos fueron los primeros sujetos que caminaban sólo con sus extremidades inferiores, aunque anatómicamente eran distintos a nosotros.

La marcha bipodal es la forma más característica de desplazarse del ser humano; la cual no solamente caracteriza la especie sino también a cada persona. Más aún, la forma de caminar varía según el estado psicológico del momento. Balzac (1799-1850), en su excelente monografía "*Teoría del andar*" afirma "que la manera de andar es la fisonomía del cuerpo".

Ortega y Gasset, en su artículo, "*La bicicleta, el pie y el pseudópodo*" estudia la evolución de la marcha desde la humilde ameba en la cual la emisión del pseudópodo sin ninguna especialización le sirve, tanto para desplazarse como para la nutrición. El pie humano, ya con función propia, es el responsable de la estación bipodal y de la marcha. Pero la inteligencia humana no se conforma con lo que la Naturaleza le ha dotado, e inventa la máquina. La expresión más simple para la locomoción, sería

precisamente la bicicleta.

La ciencia de todos los tiempos se ha interesado por el estudio de este movimiento. A través de los grabados de Leonardo da Vinci, pueden apreciarse la diversas fases del caminar. El primer libro publicado sobre el tema fue obra del hijo de un soldado español de la Corte de Carlos III, desplazado en Nápoles, Borelli. Su magnífica obra "*De motu animalium*", enriquecida con extraordinarias ilustraciones, tiene plena vigencia (Figura 1).

En 1836, los hermanos Weber presentaron su tratado "*Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Göttingen.*", en el que estudian la fases de la locomoción humana y sus alteraciones.

En 1895, Braune y Fischer, publican "*Der Gang des Menschen*"; en ella describen la cinemática de la marcha y estudian la situación del centro de gravedad en el cuerpo y en los diversos miembros.

A principios de siglo surgió en Europa el "futurismo", compleja doctrina filosófico-artística que dio importancia especial al estudio del movimiento. En el contexto de la misma, Marey (1873), en Francia, hizo diversos estudios fotográficos del movimiento del hombre y de los animales. Vestía a los sujetos de experimentación con ajustados vestidos negros, sobre los que dibujaba unas rayas blancas. Haciendo una fotografía prolongada se podían observar las distintas fases del caminar.

Por la misma época, Muybrigde (1907), publica los primeros trabajos americanos sobre el movimiento.

Entre la primera y la segunda Guerra Mundial, Schwartz (1934) entre otros, aportó métodos para evaluar la reacción del piso y medir la presión del suelo.

Antes que se utilizara la electromiografía, Scherb (1952), en Zurich, estudió la función de los músculos durante la marcha. Para ello hacía andar en un tapiz rodante al sujeto en experimentación y por simple

palpación iba examinando la contracción de los diversos músculos. Más tarde la electromiografía confirmaría sus resultados.

En Estados Unidos, el gran impulso de la biomecánica fué dado por Steindler, en su publicación "*The mechanics of normal and pathological locomotion*", publicada en 1935 y después ampliada en 1955 con su "*Kinesiology of the human body*".

Son todavía de plena actualidad los estudios de Ducroquet (1968), en el hospital de San Juan de Dios, de París. Allí hizo construir su famoso pasillo de espejos que, de forma tridimensional (Figura 2), permitía investigar todas las partes del cuerpo en movimiento, completando estos estudios con exámenes cinematográficos. Desde el punto de vista cinemático, su obra "*La marche et la boaterie*" es un clásico para el estudio de la marcha.

Finalmente ha sido la escuela de California la que ha dado base definitiva al estudio de la marcha humana. El trabajo publicado en el Journal of Bone and Joint Surgery por Saunders (1953): "*The major determinans in normal and pathological gait*", es la pieza básica sobre la que se han edificado todos los estudios posteriores de la misma escuela y del resto del mundo.

Hoy en día en la mayoría de los grandes servicios de Ortopedia y Traumatología existe un laboratorio para el estudio de la marcha y como dice Rabischong, director del Centro de Investigación de Biomecánica de Montpellier, "los especialistas en patología del aparato locomotor deberían acostumbrarse a pedir un estudio de la marcha con la misma facilidad con que se solicita una radiografía o un examen de laboratorio".

ESTUDIOS EN ESPAÑA

Los primeros trabajos originales en España fueron escritos por Plaja Masip (1972). Dicho autor estudió la marcha en las personas normales

y en el hemipléjico; sus estudios están basados en el examen goniométrico y en el análisis estroboscópico.

En la actualidad, son tres los lugares donde fundamentalmente se concentran los estudios sobre la marcha: en el Departamento de Ciencias Morfológicas y Cirugía de la Universidad de Alcalá de Henares, bajo la dirección de las Cátedras de los profesores Gómez Oliviero, Gómez Pellico, Lancho y Puerta Fonolla, (trabajos de Carpintero, Martín Guinea y Nuñez Samper entre otros); en la Escuela de Biomecánica de Valencia (profesores Hoyos, Vera y Nieto) y por último, pero no por ello de menor importancia, en el Servicio de Cirugía del Aparato Locomotor del Hospital de San Rafael, en Barcelona, bajo la dirección de A. Viladot.

V.- FASES, TIEMPOS
O MOMENTOS DE
LA MARCHA
HUMANA NORMAL.

En el estudio de la marcha es unánime la idea de que está constituida, grosso modo, por 4 fases, tiempos o momentos (según autores), si bien, cabe señalar que algunos autores prefieren subdividirlas:

- Un **primer tiempo, momento o fase** (Figuras 3 y 4), también llamado "*doble apoyo posterior de impulso*" (Ducroquet, 1972), "*primer doble apoyo*" (Viladot, 1990, entre otros), "*fase de despegue*" (Winter, 1991), o "*fase de empuje o de impulso*" (Lehmann, 1993).

- Un **segundo tiempo, momento o fase** (Figuras 3 y 10), también llamado "*periodo oscilante o de elevación*" (Ducroquet, 1972), "*primer apoyo unilateral*" (Viladot, 1990), "*fase de oscilación*" (Winter, 1991), o "*fase de aceleración del balaceo de la pierna*" (Lehmann, 1993).

- Un **tercer tiempo, momento o fase** (Figuras 3 y 12), también denominado "*doble apoyo anterior de recepción*" (Ducroquet, 1972), "*segundo doble apoyo*" (Viladot, 1990), "*fase de recepción de la carga*" (Winter, 1991), o "*fase de impacto del talón*" (Lehmann, 1993).

- Un **cuarto tiempo, momento o fase** (Figuras 3 y 17), también llamado "*apoyo unilateral*" (Ducroquet, 1972), "*segundo apoyo unilateral*" (Viladot, 1990), "*fase media del apoyo*" (Winter, 1991) o "*fase de postura intermedia*" (Lehmann, 1993).

Una subdivisión del ciclo de la marcha, muy extendida en la actualidad y que no podemos dejar de señalar, es la de Perry (1992), que considera el apoyo compuesto por cinco periodos elementales y la oscilación formada por otros tres:

- Fase de apoyo

- Fase de contacto inicial (0-2% del ciclo): toma de contacto del pie con el suelo.

- Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga, (0-10% del ciclo): se identifica con el primer doble apoyo.

- Fase media del apoyo (10-30% del ciclo): constituye la primera de las fases de que consta el apoyo monopodal, su finalidad es la progresión del cuerpo sobre el pie estacionario.

- Fase final de apoyo (30-50%): es la segunda mitad del apoyo monopodal, termina cuando el miembro contralateral contacta con el suelo.

- Fase previa a la oscilación (50-60%), que culmina con el despegue del antepié. A esta fase, en ocasiones, también se le denomina fase de transferencia del peso.

- Fase de oscilación

- Fase inicial de oscilación (60-73% del ciclo): comprende desde el despegue del miembro hasta que este alcanza el miembro contralateral.

- Fase media de oscilación (73-87%): comienza con el cruce de ambos miembros y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza una posición vertical.

- Fase final de oscilación (87-100%): limitada por el siguiente contacto del miembro con el suelo.

Después de revisar todos los modelos de estudios de la marcha, hemos decidido seguir el de Ducroquet que lo hace, para facilitar el análisis, por perfiles:

- Plano sagital
- Plano frontal
- Plano horizontal

y tomando como inicio del ciclo el momento en que el talón se separa del suelo.

Además, cabe señalar que expondremos el mecanismo de la marcha analizándola en un ciclo y eligiendo el miembro derecho como modelo.

Durante un ciclo de marcha completo, cada miembro pasa por una fase de apoyo, durante la cual el pie se halla en contacto con el suelo y que, en condiciones de normalidad, constituye alrededor de un 60% del ciclo, y por una fase de oscilación, en la cual el pie se halla en el aire, al tiempo que avanza, como preparación para el siguiente apoyo, representando aproximadamente el 40% restante del ciclo.

Lo mismo sucede con el miembro contralateral, desplazado un 50% en el tiempo, lo que revela la existencia de 2 fases de apoyo bipodal o doble apoyo, de un 10% de duración cada una.

PRIMERA FASE, MOMENTO O TIEMPO DE LA MARCHA HUMANA

Llamada "*doble apoyo posterior de impulso*" (Ducroquet, 1972),

"primer doble apoyo", (Viladot, 1990), *"fase de despegue"* (Winter, 1991) o *"fase de empuje hacia arriba o de impulso"* (Lehmann, 1993) (Figuras 3 y 4).

Partiendo de la posición en la que los dos miembros están separados como ramas de un compás: uno hacia delante y otro hacia atrás. Esta fase se caracteriza porque los dos pies contactan con el suelo; uno próximo a la fase de despegue, se apoya por la cabeza del primer metatarsiano y el pulpejo del dedo gordo mientras que el otro está iniciando el contacto con el talón.

PLANO SAGITAL

En este doble apoyo en el que los miembros inferiores se encuentran separados como ramas de un compás, nos encontramos con que el miembro de atrás se inclina hacia delante, la rodilla se flexiona mientras la articulación tibiotarsiana se flexiona plantarmente. Posteriormente, la extremidad inferior se endereza por la contracción del músculo cuádriceps que prácticamente extiende la rodilla, mientras que la articulación tibiotarsiana está en máxima flexión plantar (Figuras 3 y 4).

1.- Participación del tobillo-pie:

Durante esta fase se produce una flexión plantar lenta en la articulación tibiotarsiana por la contracción del músculo tríceps sural, (contracción concéntrica). Esta flexión en el paso normal es de unos 30° aproximadamente y se conjuga con la extensión de la metatarsofalángicas de los dedos del pie (Figura 5).

A medida que acontece el movimiento de la articulación tibiotarsiana se produce la reducción progresiva del apoyo de la planta del pie, que pasa desde un contacto total, al apoyo del antepié y finalmente, al de la cabeza del primer metatarsiano que se mantiene en contacto prolongado con el suelo por la acción del músculo peroneo lateral largo (Figura 5).

2.- Participación de la rodilla:

Los elementos principales en el impulso son, sin duda alguna, el músculo tríceps sural y el músculo glúteo mayor que actúan sobre el tobillo y la cadera respectivamente.

Si bien, para que la acción de estos músculos tenga la mayor eficacia posible es necesario la intervención del músculo cuádriceps (recto anterior y crural) junto a los músculos flexores, según Lehmann (1993), que mantendrán la rodilla en una determinada flexión.

Dicha flexión de rodilla es aquella en la que la inclinación de la tibia es de unos 45° (unos 135° en la articulación de la rodilla); inclinación en la que la fuerza que el astrágalo aplica sobre el pilón tibial, (descompuesta en sus componentes: ascensional y traslacional), tiene la mayor componente traslacional (de impulso) posible (Figura 6).

Resumiendo, dentro de esta primera fase y en el plano sagital se pueden distinguir los siguientes tiempos:

1.- Primer tiempo: extensión parcial de la cadera por la acción del músculo glúteo mayor.

2.- Segundo tiempo: flexión plantar por la acción tricipital sobre una rodilla flexionada, mantenida por el músculo cuádriceps.

3.- Tercer tiempo: al desplazarse el tronco hacia delante el femúr alcanza la inclinación tibial deseada (45°), ayudado por el músculo cuádriceps, (que posteriormente extiende la rodilla) y por el músculo glúteo mayor que lleva la cadera a la máxima extensión.

PLANO FRONTAL

El impulso hacia adelante (plano sagital) debe conjugarse con impulsos laterales sucesivos alternados (Figura 4).

En este plano el desplazamiento es menor, ya que si la amplitud del paso es de unos 75 cm. (plano sagital), su anchura no sobrepasa los 12 cm.: 6 cm. a la derecha y 6 cm. a la izquierda.

Por ello, las articulaciones son menos móviles y menos numerosas, tan sólo participan el pie y la cadera.

1.- Participación del pie:

En el pie, en el impulso lateral, sólo intervienen las articulaciones menores del tarso, movidas por los músculos retromaleolares.

En un primer momento, la planta se haya en contacto íntimo con el suelo en toda su superficie, y la tibia se inclina hacia adentro, atraída por el músculo tibial posterior. Esta inclinación lateral conduce a una actitud en varo a nivel de la articulación subastragalina (Figura 8).

En cuanto al apoyo del pie en el suelo, cabe destacar que según las teorías actuales (Viladot, 1984), este se comporta durante el apoyo como si fuera cavo (apoyo del talón y del antepié), existiendo sólo un apoyo muy fugaz del borde externo (Figura 7); en oposición a las teorías clásicas que sostenían que en el apoyo total del pie, éste lo hacía por el talón, el borde externo y el antepié (Ducroquet, 1972; Arcan y Brull, 1976) (Figuras 5 y 8).

Una vez que el talón se despegue, y es el metatarso el que sirve de apoyo, se produce una torsión en sentido inverso, pronación en valgo que traslada el apoyo de la parte delantera del pie al sólo contacto de la cabeza del primer metatarsiano con el suelo. El pie pasa, por tanto, del varo al valgo, comprendiéndose la acción de los músculos peroneos en particular del músculo peroneo lateral largo, que cruza en oblicuo la cara plantar, en el sentido exacto del impulso lateral (Figura 8).

2.- Participación de la cadera:

Son los movimientos de lateralidad: abducción y aducción de la

cadera los que intervienen en el impulso lateral, llevados a cabo por los músculos glúteos mediano y menor (Ducroquet, 1972; Kettlecamp y cols., 1970) (Figura 8).

3.- Participación del tronco:

El tronco se encuentra sujeto a la pelvis por los músculos abdominales, estableciéndose, durante el impulso lateral, una sinergia con los abdominales laterales opuestos (Ducroquet, 1972; Waters y cols., 1972; Sisson y cols., 1985) (Figura 8).

PLANO HORIZONTAL

En el plano horizontal, los músculos y las articulaciones se conjugan en un sistema giratorio horizontal en el que intervienen la articulación subastragalina, la articulación de la cadera y las articulaciones vertebrales que llevan consigo una oblicuidad pelviana (Figura 4); la rodilla, al igual que en el plano frontal tampoco interviene en el desplazamiento horizontal.

1.- Participación del pie:

En el pie atrasado y fijado (derecho) en el suelo por el peso del cuerpo se produce una torsión del astrágalo por encima del calcáneo que conduce a la rotación externa astragalina por la acción del músculo tibial posterior (Figura 9).

2.- Participación de la cadera:

En el inicio del doble apoyo posterior de impulso, la pelvis mira hacia el lado del miembro posterior arrastrando las inserciones del músculo glúteo mayor, que se distancian de las correspondientes a la línea áspera. De forma que, en el transcurso de la ejecución del doble apoyo posterior de impulso, se va a producir el acercamiento de ambas inserciones que tenderán a llevar a la pelvis al plano transversal. Por tanto, el músculo

glúteo mayor, además de intervenir en el impulso sagital (extensión de la cadera), lleva a cabo un impulso de torsión en el plano horizontal (Ducroquet, 1972) (Figuras 4 y 9).

3.- Participación del toráx:

En el toráx por la acción de los músculos oblicuos abdominales, se lleva a cabo un giro inverso al de la pelvis (Figura 4).

SEGUNDA FASE. MOMENTO O TIEMPO DE LA MARCHA

Denominada "*periodo oscilante o de elevación*" (Ducroquet, 1972), "*primer apoyo unilateral*" (Viladot, 1990), "*fase de oscilación*" (Winter, 1991) o "*fase de aceleración del balanceo de la pierna*" (Lehmann, 1993) (Figuras 3 y 10).

En este periodo el pie, que en la fase anterior sólo se apoyaba con el dedo gordo, se despegaba del suelo, la rodilla se flexiona y todo el miembro, por un movimiento pendular pasa adelante, siendo el miembro opuesto (izquierdo) el que sostiene el peso de la totalidad del cuerpo (Figura 10).

En este estadio es cuando el miembro inferior alcanza su mínima longitud al producirse la flexión de cadera y rodilla y la flexión dorsal de tobillo.

PLANO SAGITAL

La extremidad inferior oscilante necesita ser acortada, tanto más cuanto más accidentado sea el terreno y la longitud del paso, para evitar el choque de pie contra el suelo (Figura 10).

1.- Participación del pie:

El pie, que en la fase anterior estaba en flexión plantar, al inicio de esta fase de oscilación eleva su punta por la contracción de los músculos tibiales y peroneos y, accesoriamente por los músculos extensores de los dedos. Durante el paso del miembro inferior bajo el cuerpo, dicho grupo muscular es inactivo y aunque numerosos artículos indican entonces una ligera actividad, la electromiografía muestra su relajación.

La pronación que existía al final del periodo de empuje se corrige (Ducroquet, 1972).

2.- Participación de la rodilla:

La rodilla es flexionada, según Ducroquet (1972), por los flexores clásicos de la misma, sin embargo, Plas y cols. (1984) afirman que dicha acción es llevada a cabo por la porción corta del músculo bíceps femoral y por el músculo sartorio (flexor también de la cadera), ayudados en la etapa final por el músculo recto interno y frenada por los músculos del compartimento anterior (músculos recto anterior y crural) (Figura 11).

3.- Participación de la cadera:

La cadera pasa, durante esta fase, de la extensión a la flexión por la acción de los músculos psoas-iliaco y recto anterior (Ducroquet, 1972), a los que se le une, según Viladot (1990), el músculo tensor de la fascia lata. Sin embargo, Plas y cols. (1984), sostienen que son los músculos aductores mayor y mediano junto con los músculos recto interno y tensor de la fascia lata, los encargados de dicha acción.

La aceleración anterior del muslo, se debe en parte, a la actividad de los músculos psoas-iliaco y tensor de la fascia lata. No obstante, el miembro inferior oscilante se comporta como un doble péndulo articulado: la aceleración de uno de los segmentos en una dirección imprime al segmento subyacente una aceleración en sentido inverso (Figura 11). La actividad del

músculo recto anterior y del músculo crural limitan esta aceleración posterior mientras que la porción corta del músculo bíceps femoral junto con el músculo recto interno hacen lo propio con la aceleración anterior (Plas y cols., 1984). Al final de esta fase a ambos músculos se les unen, en dicha actividad frenadora, la porción larga del músculo bíceps femoral, el músculo semimembranoso y el músculo semitendinoso (contracción excéntrica) (Plas y cols., 1984; Viladot, 1990; Lehmann, 1993), funcionando como ligamentos activos de la rodilla, permitiendo que ésta se dirija a la extensión.

PLANO FRONTAL

En este plano, cabe destacar el ligero descenso de la espina ilíaca del miembro impulsor (derecho), con la consiguiente inclinación inversa de las líneas pélvica y escapular, siendo controlada esta caída por los músculos abductores (músculo glúteo mediano y menor), para después producirse el reequilibrio de dichas líneas (Figura 10).

El centro de gravedad que al principio de este periodo se había trasladado al lado sustentador (izquierdo), recae de nuevo sobre la línea de progresión al final de esta fase.

PLANO HORIZONTAL

La pelvis pasa de una oblicua a la otra, desplazando la cavidad cotiloidea de atrás adelante, sobre la cabeza femoral opuesta por contracción de los músculos rotadores internos del lado contralateral (izquierdo) (Ducroquet, 1972) (Figura 10).

El ángulo de paso durante el giro pelviano va a ser mantenido por la contracción de los músculos rotadores externos, en particular por el músculo sartorio (Ducroquet, 1972), acción en la que también intervienen según Plas y cols. (1984) los músculos aductores.

En el momento en que el talón va a tomar contacto con el suelo (inicio de la 3ª fase), la cadera se encuentra en la máxima rotación externa,

participando el músculo sartorio en dicha acción.

La oblicuidad de la pelvis se acompaña de un giro inverso de los hombros (Figura 10).

TERCERA FASE, TIEMPO O MOMENTO DE LA MARCHA

Recibe el nombre, según autores, de *"doble apoyo anterior de recepción o de frenado"* (Ducroquet, 1972), *"segundo doble apoyo"* (Viladot, 1990), *"fase de recepción de la carga"* (Winter, 1991) o *"fase de impacto del talón"* (Lehmann, 1993) (Figuras 3 y 12).

El miembro oscilante (derecho) que en la segunda fase cruzaba al contrario (izquierdo), toca el suelo por medio del talón, recibiendo el peso del cuerpo. Durante esta fase dicho miembro ha de medir, frenar y regular la progresión.

PLANO SAGITAL

1.- Participación del pie-tobillo:

El pie que toma contacto con el suelo, (el tobillo se encuentra a 0° de flexión), se mantiene un instante elevado por la acción de los músculos anteriores, absorbiendo primeramente el choque de recepción (contracción excéntrica) y frenando la caída del antepié.

Desde el punto de vista mecánico, el pie funciona como una palanca de segundo género, en la que la potencia (P), está representada por la acción de los músculos extensores y el músculo tibial anterior; el punto de apoyo (A), en situación posterior (talón) con respecto a los puntos de aplicación de la potencia y la resistencia; la resistencia (R), expresa la tensión de carga transmitida a través del pilón tibial y conducida por los sistemas trabeculares subastragalinos posteriores (Figura 13).

La poca potencia de los músculos dorsiflexores con respecto a los músculos flexores plantares, se compensa por el gran brazo de palanca de la potencia, (distancia fulcro-punto de aplicación) que es la longitud existente entre el calcáneo y la cabeza metatarsiana.

Posteriormente se observa una flexión plantar rápida llevada a cabo por el músculo tríceps sural (Ducroquet, 1972), que toma control del frenado y sitúa toda la planta en contacto con el suelo, manteniendo la oblicuidad de la tibia hacia arriba y hacia atrás, para impedir la progresión demasiado brusca hacia delante.

Charles Ducroquet (1929), ha demostrado que a 30° de flexión plantar el contacto de la planta con el suelo es total, mientras que la inclinación de la pierna sólo se modifica la mitad, siendo su inclinación de 15° en el momento del apoyo total del pie. Por tanto, la velocidad de apoyo de la planta es doble a la de la "verticalidad" de la pierna (Figura 14).

Sin embargo, esta flexión plantar, para otros autores (Corcoran, 1989; Viladot, 1990) es controlada por los músculos pretibiales que impiden el choque pasivo de la parte anterior del pie con el suelo.

2.- Participación de la rodilla:

La rodilla, en el momento del contacto del talón en el suelo, se encuentra prácticamente en extensión completa (-5°). Para absorber el impacto se produce una "flexión amortiguadora" (10°-20°), limitada, frenada y dirigida por el músculo cuádriceps (contracción excéntrica), principalmente por las acciones de los dos músculos vastos y el músculo crural y en menor medida por el músculo recto anterior (Plas y cols., 1984).

Plas y cols. (1984), describen además una ligera actividad de la porción larga del músculo bíceps femoral y de los músculos de la pata de ganso (semitendinoso, sartorio y recto interno), durante el impacto del talón, uniéndose a la actividad estabilizadora del músculo cuádriceps. En concreto, los músculos de la pata de ganso contrarrestan las tensiones de

valginización en la toma de contacto con el suelo imprimidas por el músculo tensor de la fascia lata; según Pare y cols. (1981) y Perry (1992), a éstos se le unía el vasto interno del músculo cuádriceps.

3.- Participación de la cadera:

En la cadera acontece, igualmente, una flexión dirigida y controlada por el músculo glúteo mayor (Ducroquet, 1972), que en un primer momento ha sido el encargado de estabilizarla amortiguando el impacto del talón (Viladot, 1990; Lehmann, 1993).

4.- Participación del tronco:

Los músculos paravertebrales junto con los abdominales oblicuos y transversos limitarán la caída del tronco hacia delante (Ducroquet, 1972; Waters y cols., 1973; Sisson y cols., 1985).

PLANO FRONTAL

En el plano frontal se asiste a un frenado lateral, idéntico al frenado sagital (Figura 12).

1.- Participación del pie-tobillo:

Durante el apoyo que se efectúa en esta fase, la planta no "choca" en el suelo, esto es, el apoyo no se realiza de forma "pasiva" por la sola acción del peso sobre el brazo de palanca del calcáneo.

Este movimiento es controlado por los músculos antero-externos: músculo tibial anterior y músculos peroneos laterales y anteriores, que compensan la acción de rotación interna del músculo tibial anterior (Figura 15).

Una vez asentado el pie, el frenado está asegurado por las acciones de los músculos tibiales anterior y posterior. El músculo tibial

anterior limita el movimiento de inclinación de la tibia que le imprime el empuje del miembro posterior de impulso (izquierdo), mientras que el músculo tibial posterior ejerce una acción antivalgus por aumento del apoyo de la cara plantar bajo el quinto metatarsiano, asumiendo su papel de estabilizador lateral (contracción excéntrica) (Figura 15).

2.- Participación de la cadera:

La cadera se encuentra en ligera separación (abducción) por el hecho de la anchura del paso y por el impulso del miembro opuesto.

Este empuje separador es limitado por los abductores: músculos glúteos medianos y menores, a los que, según Plas y cols. (1984), se les une el músculo tensor de la fascia lata, convirtiéndose en los frenos laterales junto con el músculo tibial posterior.

3.- Participación del tronco:

El tronco se mantiene en equilibrio por la acción de los músculos abdominales opuestos (Figura 15).

PLANO HORIZONTAL

1.- Participación de la pelvis:

La pelvis, durante esta fase, va a pasar de una oblicua, con avance de cadera, a una actitud transversa (Figura 12). De esta manera, la cadera que se encuentra primero al máximo de su rotación externa tenderá trasladarse hacia la rotación interna por el impulso del miembro posterior (izquierdo), no se trata de una rotación interna del fémur sobre la pelvis, sino una rotación de la pelvis sobre el fémur. Esta acción, según Ducroquet (1972), será frenada y controlada por el músculo glúteo mayor que mantendrá el ángulo del paso durante el apoyo del talón (Figura 16), mientras que Plas y cols. (1984), sostienen que dicha acción es llevada a cabo por el músculo glúteo menor.

2.- Participación del tobillo:

En el tobillo, los músculos peroneos participan sinérgicamente con el músculo glúteo mayor en el mantenimiento del ángulo de paso al provocar un movimiento de rotación externa en la articulación subastragalina. Posteriormente, cuando se ha producido el apoyo total de la planta, los músculos peroneos se convierten en frenadores en el plano horizontal al limitar el giro externo de la articulación subastragalina (Figura 16).

3.- Participación del toráx:

En el toráx asistimos a un giro inverso al de la pelvis controlado por los músculos paravertebrales y los músculos abdominales oblicuos y transversos.

Al final de este tiempo las líneas transversas pélvica y escapular se encuentran prácticamente superpuestas (Figura 12).

CUARTA FASE, TIEMPO O MOMENTO DE LA MARCHA

Denominada "*apoyo unilateral*" (Ducroquet, 1972), "*segundo apoyo unilateral*" (Viladot, 1990), "*fase media de apoyo*" (Winter, 1991) o "*fase de postura intermedia*" (Lehmann, 1993) (Figuras 3 y 17).

Durante esta fase el miembro inferior apoyado (derecho) va a soportar todo el peso del cuerpo a la vez que tendrá que mantener el equilibrio en los tres planos así como permitir la translación corporal hacia adelante.

PLANO SAGITAL

El apoyo unilateral comienza al final del doble apoyo posterior de impulso del miembro opuesto, durante el cual el miembro que nos ocupa,

esto es, el anterior (derecho), se ha verticalizado principalmente en su segmento tibial (Figura 17).

De esta manera la pierna alcanza la vertical muy rápidamente, mientras que el muslo queda aún en flexión para después enderezarse, al mismo tiempo que todo el miembro se inclina hacia delante.

Un poco antes de la extensión de la rodilla es cuando el centro de gravedad cruza la articulación tibiotalar.

Durante esta fase se observa de nuevo la acción de los tres músculos principales de la marcha: la trílogía tríceps-cuádriceps-glúteo mayor:

- El músculo tríceps sural, en primer lugar mantiene a la tibia en posición vertical, persistiendo la regulación frenadora iniciada en la fase anterior (contracción isométrica) y actuando como estabilizador de la rodilla (Plas y cols., 1984); posteriormente inclina la tibia hacia adelante durante el impulso cuando el talón se separa del plano de apoyo (contracción excéntrica) controlando la caída del cuerpo hacia adelante (Figura 18).

Según Plas y cols. (1984), el músculo sóleo intervendría en la estabilización de la rodilla por su tracción posterior, mientras que la actividad de los músculos gemelos, se manifestaría en el momento en que la rodilla se extiende para alargar el miembro inferior y compensar la pérdida de longitud que resultaría de la inclinación hacia adelante, evitando de este modo un descenso del centro de gravedad.

En esta acción el músculo tríceps sural sería apoyado por los músculos del compartimento posterior.

- El músculo cuádriceps, según Ducroquet (1972), mantendría la rodilla ligeramente flexionada, para posteriormente extenderla, asegurando la progresión hacia adelante al conjugarse su acción con la del músculo glúteo mayor.

Según Plas y cols. (1984), el músculo cuádriceps, mas concretamente el crural y el vasto externo, únicamente intervienen en un primer momento (después desaparece toda constatación electromiográfica) extendiendo la rodilla. Si bien, cabe señalar que, durante la marcha normal, la rodilla no alcanza una extensión completa (-5°) (Rainaut y Lotteau, 1974).

- El músculo glúteo mayor endereza progresivamente la cadera para al final extenderla (Ducroquet, 1972).

Según Corcoran (1989) y Viladot (1990), ambos músculos se ven complementados por los músculos isquiotibiales que actúan como extensores de la cadera, desacelerando y eventualmente impidiendo que la pelvis y el tronco se flexionen hacia adelante sobre el fémur (inercia). Sin embargo, Plas y cols. (1984), sostienen que el compartimento posterior del muslo está en silencio durante esta fase, mientras que aseguran que la tendencia de la cadera a la extensión es frenada por la contracción del músculo ilíaco (contracción excéntrica) y, en contraposición con Ducroquet, aseguran que el músculo glúteo mayor prácticamente no entra en acción (Ralston, Inman y otros autores).

1.- Participación del tobillo-pie:

El pie que en un primer momento se encuentra en contacto con el suelo por medio de los cinco metatarsianos, se va a elevar de detrás adelante hasta apoyar sólo las cabezas metatarsianas. En esta fase, el pie funciona, mecánicamente, a igual que lo hacía en la anterior, como una palanca de segundo género, en la que la potencia (P), es la acción de los músculos plantares del pie (aplicados en el calcáneo: músculo tríceps sural; en el escafoides: músculo tibial posterior; en la última falange de los dedos: músculo flexor largo de los dedos; en el primer metatarsiano: músculo peroneo lateral largo); el fulcro o apoyo (A), situado en el contacto de la cabeza metatarsiana con el suelo, y la resistencia (R) (entre el apoyo y la potencia), es la expresión de la carga del miembro inferior transmitida por la tibia (Figura 13).

Si bien, y en contraposición de lo expuesto, Brunnstron (1966, citado por Plas) considera que el tobillo en esta fase, no funciona como palanca de segundo género sino de primer género ya que antes de elevarse sobre las puntas de los pies, el sujeto se inclina hacia delante, desplazando la proyección del centro de gravedad (masa = resistencia) por delante del fulcro. De esta manera en vez de ser fuerza (=potencia)-masa (=resistencia)-fulcro (palanca de segundo género), se tendría fuerza-fulcro-masa (palanca de primer género).

Es un tiempo de gran potencia muscular, en el que la acción conjunta del músculo tríceps y de los músculos flexores, sinérgicos de las de los músculos glúteo mayor y cuádriceps, impulsan al cuerpo hacia adelante en plan de "ballesta" activa, fenómeno que matiza y hace peculiar esta fase, amortiguándose esta propulsión en los niveles infra y suprayacentes (tobillo-rodilla-cadera, columna vertebral).

En esta fase de apoyo unilateral, se suceden dos fases determinadas por el momento en que la línea de gravedad cruza la articulación tibiotarsiana, denominada por Ducroquet "momento de la vertical":

- un primer tiempo en el que el avance del torác viene determinado por el ligero enderezamiento del segmento tibial.
- el momento de la vertical corresponde al instante en que la línea gravitatoria cruza la articulación tibiotarsiana; momento en el que la cadera se haya recta y la rodilla ligeramente flexionada.
- un segundo tiempo en el cual el miembro sustentador se inclina hacia abajo y hacia atrás cerrándose el ángulo tibio-tarsiano.

PLANO FRONTAL

1.- Participación de la pelvis:

Durante esta fase, la pelvis se mantiene más o menos horizontal, si bien, existe una ligera caída de la línea biíliaca hacia el miembro oscilante (izquierdo), controlada por los músculos pelvitrocantéreos y especialmente por el músculo glúteo mediano (Ducroquet, 1972; Lehmann, 1993), que actúa sinérgicamente con los abdominales laterales opuestos (Figura 17). Según Plas y cols. (1984), esta traslación lateral de la pelvis requiere la acción frenadora de los músculos peroneos.

Esta inclinación pélvica es compensada a nivel escapular, por una oblicuidad inversa. La divergencia de ambas líneas (escapular-pélvica) es máxima en el momento en que el miembro oscilante (izquierdo) cruza la vertical, para restablecerse su paralelismo al final de este apoyo unilateral (Figura 17).

2.- Participación del pie:

En el pie, el equilibrio frontal antes del momento de la vertical, es mantenido por los músculos tibiales, por su acción antagónica, mientras que después del momento de la vertical, dicho equilibrio se pierde al intensificar el músculo tibial posterior su acción y atraer a la báscula astragalina, como se vió durante el doble apoyo posterior de impulso (primera fase).

PLANO HORIZONTAL

En este plano se asiste a la conjugación de todos los centros de rotación: subastragalinos, la pelvis y la cintura escapular (Figura 17):

En el pie, se observa un momento giratorio horizontal hacia afuera del astrágalo por encima del calcáneo (Figura 19), asistido, limitado y frenado por el músculo tibial posterior.

La rotación de la pelvis es continuación directa de la fuerza de traslación, ayudada por los músculos rotadores internos, los músculos tensores de la fascia lata y los músculos glúteos medianos y menores. Al

principio del apoyo unilateral, la pelvis es oblicua y tiene la cavidad articular homóloga en anteposición estando la cadera en una ligera rotación externa; durante la evolución de la fase, la pelvis pasa a la posición transversa, colocándose la cadera en una posición neutra para al final del apoyo unilateral rotar en sentido opuesto, pasando la cadera opuesta hacia adelante (izquierda) y colocándose la del miembro en estudio (derecha) en rotación interna (Figura 19).

Esta rotación pélvica está compensada por una rotación de la cintura escapular que realizan los potentes músculos abdominales oblicuos y transversos (Figura 19).

VI.-TECNICAS
BIOMECANICAS DE
ANALISIS DE LA
MARCHA HUMANA.

A lo largo de la escala filogenética, han surgido diversos sistemas de desplazamiento desde la simple formación de membranas de los seres unicelulares (Amebas) hasta el desarrollo de estructuras específicas más o menos sencillas (Flagelos).

La especie humana ha adoptado la marcha bipodal como sistema de locomoción, basado en el movimiento rítmico y alternante de las extremidades inferiores, permitiendo el desarrollo de la manipulación como función característica de la extremidades superiores.

La biomecánica es una ciencia especialmente útil para el análisis de los movimientos al definir el cuerpo humano como un sistema sometido a dos conjuntos de leyes:

- mecánicas
- biológicas.

De esta manera, aborda el estudio de la marcha desde las siguientes perspectivas:

- Análisis cinemático
- Análisis cinético
- Análisis electromiográfico

- Análisis energético.

ANALISIS O METODOS CINEMATICOS

Estudian la dinámica del movimiento, sin ocuparse de las fuerzas que lo originan. Son los más perfectos desde el punto de vista cualitativo para el estudio detallado de los diversos tiempos de la marcha, ya que permiten dividir un ciclo de marcha completo en décimas de segundo.

Las técnicas cinemáticas caben dividirse en:

- Técnicas directas: aquellas que utilizan captos colocados directamente en el sujeto en movimiento (electrogoniometría, acelerometría, captos fijos...).

- Técnicas indirectas: aquellas que pretenden localizar espacialmente una serie de puntos previamente seleccionados sin que el individuo precise ningún tipo de instrumentación que pueda dificultar la realización de un movimiento (inspección, fotografía, cinematografía, vídeo, cine-radiología...).

TECNICAS CINEMATICAS

1.- Inspección: La marcha puede ser estudiada por simple observación del individuo. Es de gran utilidad el pasillo de espejos de Ducroquet (1968), el cual consta de un juego de 5 espejos que permiten al observador visualizar todos los planos del individuo mientras camina (Figura 2).

2.- Fotografía: Método complementario del anterior. Se emplea la técnica de exposición múltiple con una velocidad de 26 disparos por segundo, o la exposición prolongada que permite recoger en una sola imagen varias fases del movimiento.

3.- Cinematografía: Evolución natural del anterior. Se toma una película del individuo mientras camina y, al analizar los fotogramas, se puede apreciar las características del movimiento que tiene lugar cada cincuenta parte de segundo, si utilizados cámaras habituales; con cámaras especiales se pueden alcanzar velocidades de hasta 400 fotogramas por segundo.

4.- Vídeo: Método con las mismas bases que el anterior para el estudio de la marcha. Tiene la ventaja de ser mucho más económico y el inconveniente de que no se alcanzan las mismas velocidades ni la misma calidad de fotografía que la cinematografía.

5.- Cine-radiología: Por este método se obtienen películas de la radiología de determinadas articulaciones mientras se mueven. Tiene la ventaja que da una descripción muy buena de la cinemática articular, pero tiene el inconveniente de que sólo se pueden realizar en el periodo de apoyo de la extremidad, ya que el aparato de Rx y la cámara no pueden seguir al paciente en el periodo oscilante.

6.- Acelerómetros: Miden la aceleración de las diversas partes del cuerpo. Sirven para valorar la dinámica del centro de gravedad del organismo o de un segmento determinado (Figura 20). La aceleración se calcula de acuerdo con la segunda Ley de Newton ($F=ma$), y una vez conocida la misma, se puede calcular, integrando, la velocidad y la posición articular. Este método se utiliza habitualmente en asociación con los métodos fotográficos.

7.- Goniómetros y electrogoniómetros: Aplicados sobre la extremidad sirven para medir la movilidad angular de una determinada articulación durante la marcha (Figura 21).

Los electrogoniómetros utilizan potenciómetros que traducen linealmente la variación angular en señal eléctrica. Existen modelos que permiten medir los ángulos en los tres ejes del espacio.

8.- Captore fijos: Colocados en diversos puntos de la planta del

pie directamente o bien a través de un calzado adecuado, captan los momentos en que contacta cada parte de la planta con el suelo y la secuencia de los mismos.

ANALISIS O METODOS CINETICOS

La cinética aborda el análisis del movimiento teniendo en cuenta las sollicitaciones mecánicas que lo generan, esto es, estudia las fuerzas que se producen durante la marcha. Cabe diferenciar entre las sollicitaciones mecánicas internas, que afectan el interior del esqueleto, de las presiones externas, que produce el sujeto en el suelo cuando camina.

Para su estudio, se han desarrollado técnicas consistentes en la colocación de captosres de fuerza directamente en los huesos, músculos y ligamentos. Pero, sin embargo, al ser este método cruento, y por lo tanto poco útil al interferir en la realización de los movimientos: habitualmente el cálculo de los parámetros cinéticos se basa en el registro de las fuerzas de reacción contra el suelo.

TECNICAS CINETICAS

1.- Plataformas dinamométricas: son instrumentos de medida dotados de captosres extensométricos o piezoeléctricos que permiten el registro de las fuerzas verticales, laterales, anteroposteriores y de torsión que ejercemos sobre el suelo durante la marcha. Vienen expresadas en tantos por ciento del peso corporal.

Este método suministra una información global acerca de las fuerzas que el cuerpo ejerce sobre el suelo, pero presentan el inconveniente de no registrar ni las fuerzas que ejerce cada segmento por separado ni las fuerzas ejercidas por cada segundo (Figura 22).

2.- Captosres fijos en el pie o zapatos instrumentados: son instrumentos que, colocados en la planta del pie miden, no solamente el momento y el tiempo de contacto como los utilizados en cinemática sino

también, la intensidad de la presión que soporta, es decir , aportan datos sobre distintos aspectos de la actividad muscular (Ranu, 1986).

Este método presenta el inconveniente que, debido a su artificiosa colocación, restan normalidad a la marcha e impiden el poder analizar el efecto de las fuerzas actuantes en el pie desnudo.

3.- Plataformas de presiones: artilugios basados en criterios ópticos o en captoreos electrónicos que resultan útiles al analizar la distribución de las presiones en el pie.

Los sistemas ópticos visualizan la planta del pie mientras está en contacto con la superficie sobre la que se apoya, proporcionando una información rápida e intuitiva a bajo coste. Una información más elaborada y cuantitativa se consigue utilizando los captoreos electrónicos.

Al apoyar el pie descalzo sobre un podómetro o plataforma de presiones se pueden obtener representaciones planas o tridimensionales de la presiones a las que se ve sometida la planta del pie.

4.- Plataformas instrumentadas: el Instituto de Biomécanica de Valencia ha desarrollado una plantilla de 1,2 mm de espesor instrumentada con 64 cerámicas piezoeléctricas que permiten realizar el mismo análisis que con el podoscopio pero en individuos calzados (Figura 23).

ANALISIS O METODOS ELECTROMIOGRAFICOS

La electromiografía registra la actividad eléctrica en el sistema neuromuscular durante la contracción.

En algunos centros se simultánea el estudio cinemático con ésta, de forma que se puede saber que actividad muscular corresponde a cada fase de la marcha.

Los electrodos se pueden colocar bien profundamente o bien en superficie, y son justamente estos últimos, por su carácter no invasivo, los

que normalmente se utilizan (Figura 24). Sin embargo, no nos permiten identificar la contracción aislada de un músculo, pero si determinar la cronología de la contracción de los grupos musculares implicados en el movimiento.

La relación entre el trazado electromiográfico y la intensidad de la contracción está en discusión, por lo que la electromiografía no puede considerarse una técnica cuantitativa propiamente dicha.

ANÁLISIS ENERGÉTICO

El análisis energético puede abordarse desde dos perspectivas diferentes: calculando el trabajo mecánico desarrollado o midiendo el consumo energético metabólico.

Utilizando los datos cinemáticos y antropométricos es posible calcular la energía cinética y potencial del sistema en estudio, cuya suma, según el principio de conservación de la energía, es el trabajo mecánico desarrollado.

Sin embargo, es el consumo de oxígeno el indicador más usado en el cálculo del gasto energético. Para calcular dicho consumo, es necesario que el individuo respire en un circuito cerrado con una atmósfera controlada, de manera que se pueda medir la variación de los gases de la misma.

Durante la marcha nuestro aparato locomotor es una máquina sumamente eficaz. Toda la cinética y cinemática del caminar va destinada al consumo del mínimo número de calorías posible. Ahora bien, si se alteran las condiciones de normalidad aumenta verticalmente el consumo energético; esto se comprueba en la cojera por la causa que sea, o en el uso de la prótesis interna o externa. Inversamente también se comprueba cómo la cirugía correctora o las órtesis disminuyen el consumo energético.

VII.-CINETICA DE LA **MARCHA HUMANA.**

La cinética es la parte de la biomecánica que se ocupa del estudio de las fuerzas que se producen durante la marcha.

Las fuerzas que intervienen en la misma son la gravedad, la acción muscular y la inercia.

Durante la marcha se producen fuerzas externas, que se transmiten hacia el suelo y se miden con las plataformas de fuerzas, y fuerzas internas, aquellas que soportan las diversas partes y el total de nuestro cuerpo.

Dentro de las fuerzas externas se distinguen:

1.- FUERZAS DE REACCION VERTICAL

Estas fuerzas traducen los desplazamientos verticales del centro de gravedad (Figuras 22 y 25).

Son las fuerzas de mayor amplitud, presentan dos instantes en los que suele sobrepasar la fuerza ejercida por el propio peso del cuerpo.

La primera fuerza máxima de impacto equivale al choque del talón mientras que la segunda fuerza máxima vertical corresponde al despegue del antepié al comienzo del periodo de oscilación.

Entre ambas fuerzas verticales, existe una zona de apoyo menor, representada en la gráfica como una depresión (Figura 25), denominada, por Vera y cols. (1985), valle y que corresponde al contacto de toda la planta del pie sobre el suelo y al paso del centro de gravedad del cuerpo por el punto más alto.

De estos datos se puede deducir que la energía potencial de un cuerpo (que es igual al peso del mismo por la altura a la que se encuentra el centro de gravedad) alcanza su valor máximo en el momento de máxima elevación. Al descender el cuerpo esta energía se convierte en energía potencial con la siguiente elevación. Si bien, esta transferencia de energía cinética a energía potencial no es al 100%, ya que si así fuera la marcha no produciría ningún coste energético.

2.- FUERZAS DE REACCION LONGITUDINAL O ANTERO-POSTERIORES

Estas fuerzas traducen las fuerzas de frenado y empuje; quedan reflejadas en la gráfica como una curva de dos senos (Figuras 22 y 25):

-Uno positivo, que corresponde a las fuerzas en sentido anterior, es decir, aquellas que producen el empuje hacia adelante.

-Otro negativo, equivalente a las fuerzas en sentido posterior, éstas son las que se producen durante el choque de talón, son fuerzas de frenado.

3.- FUERZAS DE REACCION LATERAL O TRANSVERSAL

Son las fuerzas de baja intensidad que traducen los desplazamientos laterales del centro de gravedad; muestran una gran variabilidad y son difíciles de sistematizar, siendo externas, mediales o positivas durante la mayor parte del apoyo (Figuras 22 y 25).

4.- FUERZAS DE TORSION.

Son fuerzas que traducen el movimiento de rotación de la extremidad inferior durante la marcha.

La intensidad de esta fuerza está en relación con el soporte de carga de la extremidad. Se dividen en:

-Fuerzas de rotación interna: producidas desde el momento en que la extremidad contacta con el suelo en el choque del talón hasta que soporta todo el peso del cuerpo.

-Fuerzas de rotación externa: producidas desde que la extremidad soporta todo el peso del cuerpo hasta que queda totalmente descargada.

Según los distintos estudios cinéticos revisados, los valores reflejados en cada uno de ellos, varían ligeramente de unos a otros, sin embargo, lo que son las conclusiones propiamente dichas difieren mínimamente.

A partir de los estudios llevados a cabo por el Departamento de Ciencias Morfológicas y Cirugía de la Universidad de Alcalá de Henares, y tras analizar 50 parámetros de marcha, se concluyó que:

(Para el estudio se utilizaron 42 individuos de ambos sexos, con edades comprendidas entre 18 y 20 años, sin presentar patología aparente del Aparato Locomotor) (Figura 25).

- La fuerza vertical de despegue del pie derecho es ligeramente mayor a la del pie izquierdo.

- La fuerza vertical de impacto, denominada por Nigg (1986) "pico pasivo", es menor que la fuerza vertical de despegue en el miembro derecho, hecho poco apreciable en el miembro inferior izquierdo.

- No existen diferencias entre la fuerza anterior máxima de ambos apoyos, sin embargo, aparece una fuerza anterior máxima mayor que la fuerza máxima posterior, en ambos apoyos.

- La fuerza transversal es mayor en el pie derecho que en el pie izquierdo.

- El tiempo de apoyo del miembro derecho es menor que el del miembro inferior izquierdo (relación 0,96%).

- La fuerza vertical de impacto se produce durante el primer cuarto del apoyo mientras que la fuerza vertical de despegue lo hace en los tres cuartos del apoyo.

- Las fuerzas antero-posteriores, así como el punto neutro, aparecen más tardíamente en el pie derecho que en el pie izquierdo.

Según Lord y cols. (1977), el punto neutro de las fuerzas anteroposteriores se producía durante la mitad de tiempo de apoyo, mientras que Bourgois y cols. (1980), sostienen que se producen al 45% del periodo de apoyo, sin embargo, ambos difieren considerablemente de los estudios del Departamento de Ciencias Morfológicas y Cirugía de la Universidad de Alcalá de Henares (1990), cuyos resultados reflejan que dicho punto neutro se produce aproximadamente en el 79% en el primer apoyo y en el 67,5% del segundo.

- Las fuerzas latero-mediales o transversales presentan su máximo externo al inicio del apoyo del talón y son fuerzas, como también señala Bourgois y cols. (1980), muy pequeñas y difíciles de sistematizar, presentando curvas muy variables y de poca amplitud. Según Ducroquet y cols. (1968) y Matsusaka y cols. (1986), es el pie que da el paso hacia delante el que controla esta oscilación lateromedial del cuerpo, producida por el impulso de la pierna contralateral, a nivel de la articulación subastragalina.

Las plataformas dinamométricas y el análisis cinético de la marcha dan un importante número de parámetros de marcha, cuya significación puede llegar a ser de gran utilidad para el análisis y la comprensión de la marcha normal y para el estudio experimental, diagnóstico, evolutivo y terapéutico de la marcha patológica.

VIII.-DESPLAZAMIENTOS
DEL CENTRO DEL
GRAVEDAD DURANTE
LA MARCHA HUMANA.

Al plantearse el mecanismo por el que se produce la marcha, se ha de tener en cuenta que el cuerpo humano al caminar se comporta, tanto como un sistema físico como un organismo biológico, y por consiguiente, está sujeto tanto a las leyes físicas del movimiento como a las leyes biológicas de la acción muscular.

Según Inman y cols. (1981), el cuerpo humano integra el movimiento de todos sus segmentos y su actividad muscular, para disminuir al máximo la energía necesaria para dar un paso. Basmajian y cols. (1985), compara el cuerpo humano durante la marcha a una bicicleta: para desplazar se utiliza al máximo la fuerza de la gravedad y la inercia y la mínima fuerza del músculo. Inman y Ralston (1981), han estudiado los requerimientos energéticos de una persona adulta normal caminando a diferentes velocidades y han comprobado que, toda persona tiene la velocidad de marcha que le requiere un mínimo de energía, caminando más deprisa o más despacio el requerimiento de energía se hace mayor. Se ha calculado que la velocidad de marcha que requiere un menor coste energético es de unos 4,5 Km/h y se le ha llamado velocidad óptima o confortable.

Para que el gasto energético sea mínimo, nuestro organismo durante la marcha presenta una serie de mecanismos para conseguir que el desplazamiento del centro de gravedad sea el menor posible.

LOCALIZACION DEL CENTRO DE GRAVEDAD

CENTRO DE GRAVEDAD DEL CUERPO en posición anatómica, en bipedestación, se halla al 55% de la estatura del sujeto (Plas y cols., 1984), esto es, por delante de la segunda vértebra sacra (Figura 26).

Este dato coincide con la mayoría de los autores (Weber, 1836), si bien, según Braune y Fischer (1889), en estudios sobre cadáveres, lo sitúan en la parte superior de la tercera vértebra sacra.

CENTRO DE GRAVEDAD DE LOS MIEMBROS INFERIORES: se sitúa en el 43% de la longitud total de los mismos (Plas y cols., 1984), a partir de la articulación de la cadera (Figura 26). Dato que prácticamente coincide con el referido por Fischer (1889), que lo situaba por encima de la rodilla, hacia la bifurcación de la línea áspera del fémur.

CENTRO DE GRAVEDAD DEL TRONCO Y DE LOS MIEMBROS SUPERIORES: situado, según Plas y cols. (1984), al 60% de la longitud del tronco, desde el vértice del cráneo (Figura 26), no difiriendo de la localización hecha por Fischer, ya en 1889, que lo colocaba a nivel de la parte anterior de la décimoprimer vértebra dorsal.

DESPLAZAMIENTO DEL CENTRO DE GRAVEDAD

Los movimientos de traslación del cuerpo, como el de la marcha, se producen por cambios angulares alternativos en los extremos superior e inferior de brazos de palanca, constituidos por las extremidades inferiores (Steindler, 1955).

El desplazamiento teórico vertical y horizontal del centro de gravedad describiría una curva sinusoidal de unos ± 75 mm de amplitud de no ser por la variación de longitud de los miembros y la disposición particular de las unidades esqueléticas que lo reducen a ± 45 mm (Figuras 27 y 28).

Esta curva en la trayectoria del centro de gravedad está modificada por 6 factores biomecánicos esqueléticos , también llamados determinantes o mecanismos fundamentales de optimización, que no sólo garantizan la estabilidad de la unidad locomotora, sino que permiten un sincronismo movilidad/estabilidad (Saunders y cols., 1953; Inman cols., 1981).

El desplazamiento vertical del centro de gravedad viene regulado por:

- una rotación de la pelvis alrededor del eje axial.
- una basculación de la pelvis hacia el lado sin carga.
- una flexión de rodilla durante el apoyo.
- movimientos del pie y tobillo.
- una coordinación de los movimientos de rodilla y tobillo.

El desplazamiento lateral del centro de gravedad está regulado por:

- el desplazamiento lateral de la pelvis.

1.- Rotación de la pelvis alrededor del eje vertical (axial).

En el instante de dar el paso, se produce una rotación de 4° a cada lado del eje vertical (8° de amplitud total).

La rotación máxima hacia un lado se produce en la fase de doble apoyo, es decir, cuando ambos miembros están sobre el suelo y el centro de gravedad se encuentra en el nivel más bajo de la trayectoria de su curva. Como consecuencia de ello, se produce un aumento efectivo de la longitud del miembro que soporta el peso produciéndose una elevación del centro de

gravedad desde su posición más baja en el trayecto teórico de su trayectoria.

Dicha rotación suprime 10 mm del desplazamiento teórico del centro de gravedad al elevar los extremos inferiores el arco de la trayectoria (Plas y cols., 1984) (Figura 29).

2.- Basculación de la pelvis en el lado sin carga.

En el momento de dar el paso, la pelvis se inclina hacia el lado de la pierna oscilante. El control de esta caída, cuya amplitud es de 5° en la mitad del apoyo (Figura 30) está a cargo de los abductores de la cadera apoyada (músculos glúteos mediano y menor). Como el centro de gravedad se encuentra en el punto intermedio de las caderas, la trayectoria de su curva también cae, reduciendo así su elevación máxima desde el suelo.

Esta caída de la pelvis disminuye 5 mm la elevación del centro de gravedad desde el vértice de la curva teórica (Plas y cols., 1984) (Figura 31).

3.- Flexión de la rodilla durante el apoyo.

En el momento del contacto con el talón, la rodilla se halla en extensión, inmediatamente y tan pronto como el pie apoya en el suelo, se flexiona de 15° a 20°, según sujetos. Después de la mitad del apoyo, la rodilla se extiende de nuevo ligeramente para flexionarse de nuevo (60°) durante el impulso con el antepié (Figura 32).

Cabe señalar, lo ya comentado en el capítulo anterior y según estudios realizados por Rainaut y Lotteau (1974), que durante la marcha normal, la rodilla no alcanza la extensión completa lo que evita el bloqueo en rotación que tiene lugar en los últimos grados de extensión de rodilla.

La flexión de rodilla durante la fase de apoyo disminuye ± 11 mm la elevación del centro de gravedad en el momento en que este pasa a la vertical del miembro con carga. Esta disminución del desplazamiento se

efectúa en la cima de la curva teórica (Figura 33).

*Estos tres primeros factores biomecánicos ejercen el mismo efecto sobre el desplazamiento del centro de gravedad: disminuyen la amplitud del mismo.

En efecto, se ha pasado de 75 mm a cerca de 50 mm o incluso 45 mm, según sujetos.

Al haber elevado el primer factor los extremos del arco, los otros dos descienden el vértice de la curva contribuyendo así a la disminución del gasto energético necesario para la marcha del modelo teórico.

Ahora bien, estos determinantes no han eliminado el cambio abrupto de dirección y la desaceleración y aceleración siguiente, que se producen alrededor del punto más bajo de la trayectoria de la curva del centro de gravedad.

4.- Movimientos de pie y tobillo.

En el momento de la toma de contacto del talón con el suelo el tobillo avanza describiendo un arco de círculo sobre el talón (15° de flexión plantar), la longitud del arco de círculo es igual a la altura del astrágalo más el calcáneo. Al pasar la vertical, el pie se coloca brevemente plano al suelo y cuando el talón se levanta, el tobillo describe un arco de círculo sobre la cabeza de los metatarsianos (15° de flexión dorsal). La longitud del radio del arco de círculo es igual al tarso anterior más el metatarso (Plas y cols., 1984).

Por tanto, el giro sobre su eje alrededor del cual bascula el conjunto del cuerpo, no es un punto fijo como lo sería en el modelo teórico, ya que el propio tobillo es móvil.

5.- Coordinación de los movimientos de la rodilla y el tobillo.

Estos movimientos están coordinados con los del pie.

Como ya hemos señalado, en el momento de chocar el talón contra el suelo, la rodilla se flexiona y el pie realiza un flexión plantar. Ambos movimientos acortan la pierna y absorben el impacto producido al chocar con el suelo (Figuras 32 y 34).

Una vez que el centro de gravedad ha sido desacelerado, el cuerpo necesita ser impulsado hacia arriba para pasar por encima de la pierna contraria, dando lugar al siguiente paso, para ello el miembro es elongado por la extensión de la rodilla y flexión plantar del pie siendo el resultado de ambos movimientos del despegue del talón y la aceleración del centro de gravedad.

Dichos movimientos van a eliminar del descenso brusco del centro de gravedad, lo que permite evitar las detenciones repentinas y los arragues bruscos en el traslado del mismo, al principio y final del apoyo (Figura 34).

6.- Desplazamiento lateral de la pelvis.

En el modelo teórico el centro de gravedad describía en el plano transversal una senoide de 75 mm de amplitud. En efecto, con el fin de conservar el equilibrio, es necesario llevar el eje de la gravedad sobre un pie y después sobre el otro, siendo importante la distancia que se debe recorrer porque los miembros están en extensión.

El ángulo tibio-femoral o valgo fisiológico, que lleva el fémur hacia dentro, aproxima las dos piernas que permanecen verticales, de manera que el desplazamiento del centro de gravedad se corrige reduciendo la amplitud de 75 mm a ± 50 mm (Figura 35).

La cabeza y el tronco juegan un papel pasivo durante la marcha, limitándose a mantenerse centrados por encima del área formada por los pies e inclinando el peso del cuerpo hacia la extremidad que apoya. Si esto no ocurriera y el tronco estuviese por fuera de la base de sustentación se

perdería el equilibrio y no sería posible la marcha.

La cintura escapular tiene un movimiento asincrónico con el de la pelvis. Los brazos, en los extremos de la cintura escapular, se comportan como péndulos con un balanceo contrario a la pelvis. Ambos elementos constituyen un sistema de amortiguación que proporciona mayor suavidad a la marcha.

IX.-MOVIMIENTO DE LOS
MIEMBROS SUPERIORES
DURANTE LA
MARCHA HUMANA.

Como ya se ha señalado en los capítulos precedentes, la rotación de la pelvis, durante la marcha, está compensada con una rotación inversa de la cintura escapular (Figura 36).

Se ha comprobado la amplitud de estas rotaciones y los niveles raquídeos donde tienen lugar el máximo de movimientos (Plas y cols., 1984).

Para un semiciclo de la marcha:

- 5° de rotación a nivel de la primera vértebra dorsal.
- 8° de rotación hacia el lado opuesto a nivel de la quinta vértebra lumbar.

El punto de transición donde las rotaciones se anulan se localiza entre la sexta u octava vértebra dorsal (Figura 36).

Elftman (1939), tomando los valores proporcionados por Braune y Fischer (1895) y después Fischer (1899), comparó los momentos de inercia de los miembros superiores con los del cuerpo entero alrededor de los ejes vertical, transversal y antero-posterior, concluyendo: "...el balanceo de los brazos regulariza la rotación de todo el cuerpo, disminuye particularmente la rotación alrededor del eje vertical cuando sólo un pie está apoyado y modifica la rotación cuando los dos pies están en contacto en el suelo".

El balanceo de los miembros superiores no es únicamente un fenómeno pendular pasivo ni aleatorio, sino que depende de acciones musculares y de la tensión pasiva muscular (vicoelasticidad), siendo modulado por el sistema nervioso en función de la edad y de la rapidez del sujeto.

Sin embargo, el análisis del consumo energético durante la marcha no ha revelado la existencia significativa entre caminar con los brazos libres o hacerlo con los brazos unidos al tronco. Por lo que, y según concluye Ralston (1965), el movimiento de oscilación de los miembros superiores, en oposición de fase con los miembros inferiores (Figura 37), puede resultar de utilidad, pero no constituye un mecanismo esencial para la marcha.

En la bibliografía revisada sólo hemos encontrado considerados los desplazamientos sagitales del miembro superior sin tener en cuenta la movilidad del omóplato, (no se conoce ningún estudio de su desplazamiento durante la marcha).

1.- Desplazamiento del miembro superior.

Cuando se comienza a andar los miembros superiores están inmóviles y cuelgan a lo largo del tronco, empezando a desplazarse a partir del segundo ciclo de la marcha.

El rango total de movimiento (flexo-extensión) del hombro, para cadencias normales, durante la marcha es de 30° (Murray y cols., 1967) o 40° (Fernández-Ballesteros y cols., 1965).

El primer desplazamiento que se observa en el brazo contrario al miembro inferior adelantado, va en el sentido de la flexión, en la que la del brazo es ligeramente mayor a la del antebrazo.

En la toma de contacto del talón derecho con el suelo, el brazo derecho está en extensión y el antebrazo en flexión muy ligera. Después los

dos se flexionan y alcanzan su flexión máxima en el momento de la toma de contacto del talón izquierdo con el suelo. Al final de la fase de apoyo del pie derecho, el miembro superior derecho inicia su oscilación hacia atrás (Figura 3).

Las amplitudes articulares dependen de la velocidad de la marcha, la extensión humeral aumenta con la velocidad mientras que la flexión no se modifica (Murray, 1967).

2.- Movimiento del codo.

El patrón cinético del codo depende de la cadencia de la marcha. Según Jackson (1979), algunos sujetos caminan lentamente (45 ciclos/minuto) presentan dos secuencias de flexión del codo, la primera y la más importante durante las fases de doble apoyo anterior de recepción y apoyo unilateral (tercera y cuarta fases), y la segunda en las otras dos: doble apoyo posterior de impulso y periodo oscilante (primera y segunda fases). Si aumenta la cadencia la primera secuencia se prolonga en detrimento de la segunda que desaparece alrededor de los 70 ciclos /minuto.

Sea cual fuere la cadencia, el codo nunca alcanza la extensión completa. Por el contrario, tendría incluso tendencia a extenderse menos cuando la cadencia es elevada (Murray y cols., 1970).

Estos movimientos son puramente pasivos para cadencias inferiores o iguales a la velocidad confortable u óptima (4,5 Km/h), su trayectoria o amplitud son consecuencias de los desplazamientos del brazo y del tronco. Sin embargo, Jackson y cols. (1979), encuentran una descarga frenadora del músculo tríceps braquial, en el inicio del doble apoyo posterior de impulso (primera fase) para cadencias netamente superiores a la de la velocidad confortable u óptima.

3.- Actividad muscular.

Según Plas y cols. (1984), las secuencias electromiográficas de los músculos del miembro superior varían más en función de la velocidad de desplazamiento que de un sujeto a otro. Además sea cual fuera la velocidad, en la electromiografía no se detecta la acción de ningún músculo flexor del brazo o del antebrazo: el balanceo anterior es pendular, sólo intervienen músculos que frenan la flexión.

- **TRAPECIO** (fascículo superior): el conjunto del trapecio es activo en grado diverso (Hogue, 1974). Esta actividad parece controlar las basculaciones escapulares, sin embargo, al desconocerse los desplazamientos de la escápula durante la marcha, resulta imposible precisar su acción (Plas y cols., 1984).

- **ROMBOIDES**: es activo durante todo el ciclo de la marcha y su acción sea, probablemente, la de controlar la posición del omóplato (Fernández-Ballesteros, 1965).

- **SUPRAESPINOSO**: permanentemente activo, sin presentar secuencias individualizadas, se admite que es suspensor del húmero (Fernández-Ballesteros, 1965).

- **REDONDO MAYOR Y DORSAL ANCHO** (parte superior): su actividad se inicia antes del máximo balanceo posterior y se prolonga durante el balanceo anterior hasta el paso de la vertical bajo el hombro (Fernández-Ballesteros, 1965; Hogue, 1969).

- **DELTOIDES** (fascículo posterior): presenta una descarga de actividad constante en el apoyo unilateral durante el balanceo del miembro superior hacia adelante. A veces, se describe una segunda actividad muy ligera justamente antes del final del balanceo posterior del brazo.

- **DELTOIDES** (fascículo medio): presenta fases

sincrónicas con las del fascículo posterior. La primera fase se termina cuando el húmero está en abducción, siendo quizás, el motor de dicha abducción. La segunda fase interviene al final del balanceo posterior de brazo cuando se lleva en aducción, cesando su actividad cuando la aducción es máxima, siendo quizás frenador. Fernández-Ballesteros (1965), admite dos fases, sincrónicas con el paso del brazo a la vertical del hombro, susceptibles de evitar el choque con la pelvis. Para Plas y cols. (1984), la segunda descarga es inconstante, y si existe, generalmente es más débil que la primera.

- Los fascículos clavicular y esternal del músculo PECTORAL MAYOR, el fascículo anterior del músculo DELTOIDES y los músculos TRICEPS BRAQUIAL, BICEPS BRAQUIAL, BRAQUIAL ANTERIOR y CORACOBRAQUIAL nunca intervienen durante la marcha, sea cual fuere la velocidad de desplazamiento (Fernández-Ballesteros, 1965).

X.-EVOLUCION FISIOLOGICA **DE LA MARCHA HUMANA** **SEGUN LA EDAD.**

Cada persona, desde su nacimiento experimenta un proceso de aprendizaje y evolución de su patrón de marcha, hasta alcanzar lo que se denomina un patrón adulto, y a edades muy avanzadas dicho patrón sufre una serie de modificaciones, al margen de las posibles situaciones patológicas que puedan sobrevenir.

MARCHA EN EL NIÑO

Los primeros pasos en el ser humano son extraordinariamente tardíos (12 meses). Algunos cuadrúpedos, como el caballo o la vaca, tienen la noción del equilibrio desde que nacen; otros la adquieren en unos días o semanas.

Durante los primeros años de vida, el niño aprende a coordinar su cuerpo, formado por un gran número de segmentos, en un mundo gravitacional, para poder moverse, de forma libre y eficaz, de un sitio a otro.

Antes de los primeros pasos autónomos, el niño se inclina hacia adelante, los miembros inferiores están en triple flexión, los codos flexionados y los brazos, a veces, en ligera separación (Figura 38).

Los miembros inferiores chocan contra el suelo muy rápidamente, su trayectoria es irregular, son proyectados hacia adelante y, en general, el pie apoya por su parte anterior.

Progresivamente, la inclinación global del cuerpo disminuye y es posible que dé los primeros pasos solo. Las características funcionales de la marcha se adquieren por aprendizaje, en función del grado de maduración del Sistema Nervioso Central.

El desarrollo de la marcha en el niño ha sido objeto de numerosos estudios, entre los que destacan los trabajos de Sutherland y cols. (1980 y 1988), apartir de los que se concluyen las siguientes diferencias esenciales entre la marcha del niño y las del adulto:

- Menor proporción de oscilación durante el ciclo.
- Menores longitud de paso y velocidad y mayor cadencia.
- Mayor anchura relativa de apoyo.
- Realización del contacto inicial con el pie completo, en lugar de con el talón.
- Escasa flexión de rodilla en la fase de apoyo.
- Postura de rotación externa del miembro inferior.
- Ausencia de movimiento de oscilación recíproco de los miembros superiores.

A lo largo del proceso de maduración del niño, estos aspectos evolucionan hacia su forma adulta, que normalmente se acepta que se alcanza hacia los 7 años, si bien, el ritmo de cada uno de ellos es diferente.

La duración relativa de la fase de oscilación es menor en los niños que en los adultos, disminuyéndose así el apoyo unipodal, indicio de inestabilidad (Sutherland y cols., 1980).

La proporción de oscilación aumenta con la edad del niño

alcanzando los valores correspondientes al adulto alrededor de los cuatro años.

Durante la fase de oscilación están aumentadas la flexión de cadera, la inclinación anterior de la pelvis, la abducción del femúr y la rotación horizontal de la pelvis, mientras que la cadera permanece en rotación externa permanente (Plas y cols., 1984). Todos estos parámetros irán reduciéndose con la edad, hasta alcanzar los valores normales de la marcha adulta.

La menor longitud de paso y la menor velocidad presentes en el niño se explican por la menor estatura, su variación es paralela al crecimiento, que es más rápido hasta los cuatro años (Sutherland y cols., 1988).

La cadencia, que se ve aumentada, compensa parcialmente la inferior longitud de la zancada; su valor alcanza los 170 ppm (pasos por minuto) a la edad de un año, para ir disminuyendo con la misma, a los siete años es de unos 140 ppm, alcanzándose los valores normales de los adultos (100-120 ppm) hacia los quince años de edad.

La mayor anchura relativa del apoyo se explica en relación a la anchura de la pelvis. El coeficiente resultante disminuye con la edad, varía desde un 75% a la edad de un año hasta un 45% entre los tres años y medio y los siete años. En los adultos, dicho índice es inferior al 30%.

El contacto inicial pie-suelo, se realiza mediante el apoyo completo de la planta, en lugar de con el talón como ocurre en el adulto, esto se debe a que justo antes del contacto el tobillo se encuentra en flexión plantar. El contacto del talón aislado aparece a los dos años de edad.

El mecanismo de flexión de rodilla en la fase de apoyo, que en los adultos tienen un doble propósito: amortiguación y disminución de la longitud efectiva del miembro, es de escasa relevancia hacia los dos años de

edad.

La rotación externa del miembro inferior en edades muy tempranas queda reflejada en el ángulo de paso; su valor es de unos 12° en el primer año, en rotación externa que persiste durante todo el ciclo de marcha. A partir de los dos años de edad, el niño presenta ya un patrón de rotación externa/interna parecido al del adulto, con un ángulo de paso entre 5° y 10° (Sutherland y cols., 1980), similar a los 7° registrados para la población adulta (Murray y cols., 1964). Dupuis (1951), da valores medios superiores para niños de 2 a 3 años, ya que indica 7° de ángulo de apertura y precisa que la rotación tibial externa y el ángulo de apertura de los pies evolucionen en sentido inverso. Según él, la rotación tibial externa es definitiva a partir de los cuatro años, por los que las variaciones de orientación de los pies provendrían de la cadera.

La bipedestación y los primeros pasos sostenidos de un niño muy pequeño se caracterizan por la contracción global simultánea del conjunto de la musculatura de los miembros inferiores y los paravertebrales. Durante los primeros pasos, es imposible reconocer las fases de actividad en los diferentes grupos musculares.

Análisis electromiográficos (Sutherland y cols., 1988), revelan que los principales músculos han alcanzado ya su patrón adulto, a excepción del músculo tríceps sural, alrededor de los dos años de edad. Sin embargo, estos datos difieren por los aportados por Okamoto y Kumamoto (1972), que indican un mayor retraso en el inicio de la actividad de los distintos músculos, asegurando que es necesario esperar a los siete años para que la actividad muscular sea idéntica (forma y momento) a la del adulto.

En los que respecta a las fuerzas de reacción, Beck y cols. (1981), encontraron cambios significativos de los registros normalizados por el peso frente a la edad, aunque la forma de su evolución resultó similar a la del adulto. Los autores observaron un descenso paulatino de la fuerza de reacción que se normaliza hacia los cinco años, atribuyendo este hecho al proceso de maduración hacia patrones más efectivos, que requieren

menores esfuerzos musculares.

En resumen, el patrón de marcha del niño finaliza su maduración completa hacia los siete años de edad, a excepción de los parámetros directamente relacionados con su estatura (longitud del paso, velocidad y cadencia), que evolucionan paralelamente al crecimiento, hasta una edad alrededor de quince años.

MARCHA EN EL ANCIANO

La marcha en los ancianos se encuentra condicionada, por un lado, por los cambios debidos a la edad, y por otro, a los efectos de diversas patologías que son más frecuentes a edades avanzadas (Osteoartritis degenerativa, Parkinson...).

Según Ducroquet (1972), será la disminución de la elasticidad ligamentaria junto con la rigidez vertebral, los hechos responsables de las modificaciones en el patrón de marcha normal de los ancianos.

Entre los trabajos publicados a este respecto, son quizás, los de Murray y cols. (1969 y 1970), los más destacados.

En ningún caso se considera que la marcha de los individuos ancianos sanos sea patológica (Figura 38).

Murray y cols. (1969), definieron la marcha de los individuos ancianos como "cauta, procurando el máximo de estabilidad y seguridad, como si uno caminase sobre un suelo resbaladizo o en la oscuridad". Para Whittle (1981), "parece tratarse simplemente de una versión ralentizada de la marcha de los adultos jóvenes", si bien, es evidente que en el anciano se produce un desorden en la marcha, pareciéndose en cierto modo a la de la primera infancia (Ducroquet, 1972): paso corto, disminución de la velocidad y de la cadencia, ensanchamiento del paso y el empleo de bastones recuerda el andar a gatas.

El propósito de los cambios es mejorar la seguridad de la marcha: la disminución de la longitud del paso y el aumento de la anchura del apoyo simplifican el mantenimiento del equilibrio durante la marcha. La reducción de la cadencia lleva asociado un aumento relativo de la fase de apoyo, con lo que aumentan los periodos bipodales en detrimento de los monopodales (Whittle, 1991).

Se asiste así mismo a una reducción total del rango de flexoextensión de la cadera, de la flexión de rodilla en la fase de oscilación y de la flexión plantar del tobillo en el despegue. Whittle (1991) afirma que estos cambios se deben, más que a la edad propiamente dicha, a la modificación de los parámetros mencionados (cadencia y longitud del paso).

Además se describe una reducción en el movimiento vertical de la cabeza por aumento en sentido lateral de la misma, junto a una modificación en la cinemática de los miembros superiores (codos flexionados y hombros más extendidos).

Winter y cols. (1990), en sus trabajos al respecto, y tras analizar los momentos mecánicos entre la cadera y la rodilla, aunque no apuntan la causa primaria de las adaptaciones en la marcha de los ancianos, sí que mencionan posibles mecanismos: la debilidad relativa de la musculatura del anciano conduciría a un despegue menos vigoroso; la necesidad de mayor estabilidad, debido a un sistema de control disminuido, llevaría a menores longitud del paso y velocidad, mayor periodo de apoyo bipodal y menor ángulo de apoyo.

XI.-INFLUENCIA DE
DIVERSOS FACTORES
EN LA MARCHA HUMANA.

Son numerosos los factores que influyen en la marcha humana modificando el patrón normal de la misma, dentro de ellos analizaremos:

-LA CADENCIA O LA VELOCIDAD.

-LA TALLA O ALTURA.

-EL CALZADO: EL TACON.

INFLUENCIA DE LA CADENCIA o DE LA VELOCIDAD EN LA MARCHA HUMANA

Son varios los autores que han destacado la necesidad de analizar la marcha teniendo en cuenta la velocidad o la cadencia de la misma: Lamoreux (1971), Andriacchi y cols. (1977), Murray y cols. (1984), Cortés (1993) y Viosca (1993) entre otros.

Durante la marcha, una de las relaciones observadas implica a sus tres parámetros más característicos: la longitud del paso, la velocidad y la cadencia:

$$\text{velocidad (m/s)} = \text{longitud del paso (m)} \times \text{cadencia (pasos/min)} / 120$$

Pero al margen de esta ecuación se acepta una segunda relación,

según la cual un individuo ajusta su velocidad de marcha modificando simultáneamente, la longitud del paso y la cadencia y no solamente uno de los parámetros.

Otro parámetro que influye sobre la velocidad o la cadencia es la altura del sujeto, relacionada por Dean (1965) en la siguiente ecuación:

$$\text{longitud del paso} / \text{altura} = 0,008 \times \text{cadencia (pasos/min)}$$

Esta expresión es válida para individuos varones, en las mujeres, aunque existe una misma dependencia lineal, la pendiente es menor al presentar una longitud de paso menor.

El consumo energético asociado a la marcha humana normal muestra una dependencia cuadrática de la velocidad, expresada por Inman y cols. (1981), con la siguiente ecuación:

$$E_w = 2,23 + (1,25 \times v^2)$$

donde E_w es el consumo energético por segundo y kilogramo de peso, expresado en watios y v es la velocidad en m/s.

En base a esta ecuación, el coste energético de la marcha por unidad de longitud caminada se expresaría como:

$$E_m = E_w / v = 2,23 / v + (1,25 \times v)$$

Así, el valor corresponde a una energía y no a una potencia. Dicha función presenta un mínimo para una velocidad de 1,23 m/s o 4,8 Km/h que correspondería a la velocidad óptima desde el punto de vista del gasto energético.

A partir de los trabajos de Lamoreux (1971) e Inman y cols. (1981), se concluye que la longitud del paso aumenta con la velocidad al igual que la anchura del apoyo, mientras que el ángulo de paso tiende a disminuir.

1.- Modificaciones en el patrón de movimientos de la pelvis.

La amplitud de las oscilaciones anteroposteriores de la pelvis disminuyen junto a las oscilaciones laterales de la misma en relación inversa al aumento de velocidad o de cadencia, sin embargo, las oscilaciones pélvicas en dirección vertical aumentan con la velocidad.

Si se observan los movimientos de la pelvis en los tres planos del espacio se concluye que, con el aumento de velocidad se produce:

- En el plano sagital, un incremento de la inclinación anteroposterior de la pelvis.
- En el plano frontal, una mayor caída contralateral durante el apoyo.
- En el plano transversal u horizontal, un aumento significativo de la rotación.

2.- Modificaciones en el patrón de movimientos de la cadera.

En el plano sagital, se observa que la amplitud de movimiento de la cadera aumenta con la velocidad, asociada al aumento de la longitud del paso; fundamentalmente se registra una mayor flexión de cadera en el instante del contacto inicial.

En el plano frontal, la movilidad de la cadera se halla vinculada a las oscilaciones laterales de la pelvis y su caída-elevación lateral. Se registra un aumento del movimiento de abducción-aducción con la velocidad.

En el plano transversal u horizontal, se observa un cambio del patrón de rotación de la cadera al aumentar la velocidad.

3.- Modificaciones en el patrón de movimientos de la rodilla y del tobillo.

En ambos casos sólo se describen modificaciones en el plano sagital, ya que en el plano transversal no se han registrado, mientras que en el plano frontal no se han sistematizado por la gran variabilidad entre los sujetos.

La flexión de rodilla en la fase inicial del apoyo se correlaciona positivamente con la velocidad. A cadencias bajas, dicha flexión se reduce, e incluso desaparece, produciéndose una flexión de cadera durante esta fase. Además también se describe un ligero aumento de la flexión máxima de la rodilla durante la oscilación (Sánchez-Lacuesta y cols., 1993).

En el instante de contacto inicial, se produce un aumento de la dorsiflexión del tobillo, asociada al aumento de la longitud del paso.

Winter, en su trabajo de 1991, resume el efecto de la cadencia sobre el momento articular y al potencia articular durante la marcha, destacándose que a nivel de tobillo, se registra un menor momento "frenador" (excéntrico) y un mayor momento "propulsor" (concéntrico), al aumentar la velocidad.

En cuanto al **movimiento de la cintura escapular**, los datos registrados en los distintos estudios no tienen una conclusión fija, ya que mientras en unos sujetos la rotación de la misma disminuye en otros tiende a aumentar.

INFLUENCIA DE LA TALLA EN LA MARCHA HUMANA

La talla o altura de un individuo, y sobre todo la longitud de sus miembros inferiores repercute directamente sobre la longitud de paso e indirectamente sobre la velocidad y la cadencia.

$\text{longitud del paso} / \text{altura} = 0,008 \times \text{cadencia (pasos/min)}$

Dean (1965)

Según los estudios llevados a cabo por Ducroquet (1972), y tras observar marchar a individuos de distinta altura (diferencias apreciables 1,60-1,80 m), concluyó que para una misma longitud de paso el individuo bajo precisaba usar al máximo su oblicuidad pelviana compensada por una rotación inversa de los hombros, mientras que el sujeto alto mantenía su pelvis relativamente transversal y no utilizaba la compensación escapular (Figura 39).

Del mismo modo observó que si ambos sujetos caminaban con una misma oblicuidad pelviana, la longitud de paso aumentaba en proporción a la longitud de los miembros inferiores, registrándose pasos más largos en el individuo alto (Figura 39).

INFLUENCIA DEL CALZADO EN LA MARCHA HUMANA

La población de todos los países desarrollados o en desarrollo utiliza habitualmente el calzado para la deambulación y dado que el contacto con el suelo se realiza mediante él, es evidente que afecta, en mayor o menor medida, a la marcha.

Son varios los aspectos del calzado que revisten interés: presencia o no de tacón y su tamaño, la capacidad de amortiguación, su peso, aspectos de rozamiento, control de movimiento, rigidez, distribución de presiones, posible relación con patologías, etc. Sin embargo, la mayoría de los estudios se centran en el análisis del tacón, particularmente en calzado femenino.

INFLUENCIA DEL TACÓN EN LA MARCHA HUMANA

El uso del tacón, y sobre todo el alto, lleva asociado un alto número de consecuencias negativas para la salud, hecho que se produce casi

exclusivamente en las mujeres.

El calzado femenino viene, en su mayoría, definido por una serie de normas sociales y estéticas, que se imponen por encima de los efectos negativos que sobre la salud de la mujer tiene este hecho, pero que sin embargo, habría que tener en cuenta. Es un calzado caracterizado por presentar un tacón más o menos alto, una puntera estrecha y puntiaguda, una base de apoyo del pie muy estrecha y un escaso control del retropié (Soames y Clark, 1985; Bader, 1987; Valenti, 1987).

La altura del tacón (medida desde el suelo hasta el punto de encuentro entre el tacón y la suela, en el caso del calzado de plataforma, se resta el espesor de la suela del antepié) suele dividirse en tacón bajo (desde su inexistencia hasta 2 cm. de altura), tacón medio (entre 3-5 cm) y el tacón alto, también llamado de aguja o stiletto (alturas superiores a 6cm) (Murray y cols., 1970; Soames y Clark, 1985; Soames y Evans, 1987; Opila-Correia, 1990 (a) y (b); Snow y cols., 1992) (Figura 40).

Hay autores que diferencian entre tacón positivo, aquel en el que el retropié está más alto que los dedos, y tacón negativo, en el que los dedos están más altos que el talón, que normalmente no supera los 3,5 cm. (Mann y Schwarzman, 1976; Lateur y cols., 1991).

El tacón es responsable de la alteración postural del cuerpo en estático y de la modificación en la distribución de cargas y presiones plantares en el pie durante el contacto con el suelo.

Sin embargo, hay que señalar, que no siempre el uso del tacón, si la altura es la adecuada, tiene porque ser perjudicial, sino que en determinados cambios en la distribución de las presiones, entre el antepié y el retropié, pueden resultar beneficiosas (Schwartz y cols., 1935; Soames y Clark, 1985; Bader, 1987; Lavigne y Noviel, 1992).

El uso del tacón alto positivo, (también el negativo pero este lo

dejamos aparte), va a producir una serie de **modificaciones en el patrón cinemático y cinético de la marcha humana normal** :

1.- Se produce una disminución de la longitud del paso y de la velocidad conforme aumenta la altura del tacón sin que se registren variaciones en la cadencia (Murray y cols., 1970; Soames y Evans, 1987; Opila-Correia, 1990 (a) y (b); Gastwirth y cols., 1991).

2.- La duración total del ciclo no se modifica con el uso del tacón, sin embargo, se observa un aumento en la duración de la fase de apoyo, con el objeto de buscar mayor estabilidad en la marcha (Adrian y Karpovich, 1965; Murray y cols., 1970; Merrifield, 1971; Opila-Correia, 1990 (a) y (b)). Sin embargo, otros autores, contraponiéndose a esto, han encontrado en sus estudios, un ligero aumento de la duración de la fase de oscilación (Gastwirth y cols., 1991).

3.- Se registra un aumento en la dorsiflexión de la primera articulación metatarsofalángica (McBride y cols., 1990), además de un aumento de la presión ejercida sobre la cabeza del primer metatarsiano (Schwartz y cols., 1935; Merrifield, 1971; Lavigne y Noviel, 1992), igualándose ésta a la que soportan los metatarsianos centrales (segundo y tercero), que en condiciones de normalidad son los que mayor presión soportan.

Estos mismos autores describen una disminución de la presión normal ejercida bajo la cabeza del quinto metatarsiano.

4.- No existen variaciones en el ángulo de los dedos hacia afuera ni en la anchura del apoyo, que serían indicadores de inestabilidad lateral (Adrian y Karpovich, 1965; Lateaur y cols., 1991).

5.- En el desplazamiento vertical del pie, según estudios de Murray y cols. (1970), no se encuentran variaciones de la altura del talón mientras que la altura de los dedos es mayor en la fase inicial de oscilación y menor en la fase final de oscilación en tacones altos.

6.- El tiempo que transcurre entre el contacto del talón con el suelo y el del antepié se encuentra reducido; esto se explica por la necesidad de aumentar la base de apoyo lo más rápidamente posible (Gastwirth y cols., 1991).

7.- Aparece una disminución de los recorridos articulares totales en las articulaciones del miembro inferior.

8.- A nivel del tobillo se registra una disminución de la dorsiflexión, un aumento de la flexión plantar y un aumento de la inestabilidad en prono-supinación (Murray y cols., 1970; Opila-Correia, 1990 (a) y (b)).

El pie en la fase de apoyo se encuentra en una mayor rotación interna (Opila-Correia, 1990 (a)), de manera que hay autores que afirman (Adrian y Karpovich, 1965; Murray y cols., 1970), que este hecho junto con la disminución del movimiento en la articulación subastragalina (Gastwirth y cols., 1991), son los responsables de la disminución de la pronación.

9.- Se describe una disminución del recorrido total de flexo-extensión de la rodilla: menor flexión en la fase de oscilación y mayor en la fase de apoyo (Murray y cols., 1970; Opila-Correia, 1990 (a) y (b)).

10.- En la cadera se asiste a una disminución en su rotación externa (Opila-Correia, 1990 (a) y (b)).

11.- No existe dependencia entre la altura del tacón y la rotación de la pelvis y del torác en el plano horizontal, ni de la rotación del hombro y del codo en el plano sagital, ni en las trayectorias vertical y lateral de la cabeza (Murray y cols., 1970).

12.- Las compensaciones que se adoptan frente a los efectos del tacón son diversas (Opila-Correia, 1990 (a) y (b)), en individuos jóvenes se

describen un aumento en la inclinación anterior de la pelvis y un aumento de la lordosis lumbar que puede explicar la tendencia a padecer hiperlordosis a largo plazo, mientras que las mujeres de mayor edad presentan una inclinación pélvica posterior con reducción de la lordosis lo que conduce a dolor lumbar por sobrecarga de tejidos blandos.

13.- No existen diferencias en la actividad de los músculos del raquis en el uso del tacón alto (Joseph, 1968).

14.- Existe una menor potencia de contracción del músculo tibial anterior que, sin embargo, se contrae más continuamente (Joseph, 1968). Según Lee y cols. (1990), este hecho sólo se registra en las mujeres mientras que en los varones se detecta un incremento de la actividad de dicho músculo; hecho que atribuyen a la ausencia de hábito de caminar con tacones altos.

15.- Aparece contracción del músculo glúteo mediano durante la fase de oscilación (Joseph, 1968).

16.- El músculo sóleo se contrae más poderosamente (Joseph, 1968), mientras que los músculos gemelos disminuyen su actividad (Lee y cols., 1990).

17.- El músculo cuádriceps se contrae de modo intermitente ó continuo durante la fase de apoyo (Joseph, 1968) .

18.- Las fuerzas de reacción medio-laterales o transversales no se modifican con la altura del tacón contrariamente a lo que cabría pensar por la mayor inestabilidad (Soames y Evans, 1987; Snow y cols., 1992).

19.- Se produce un aumento en la fuerza de reacción posterior justo después del contacto del talón, posiblemente debido al cambio de velocidad y al ángulo de entrada (Soames y Evans, 1987; Snow y cols., 1992).

20.- Aparecen aumentados los valores máximos de la fuerza

vertical de reacción pero disminuidos los valores mínimos (valle) (Soames y Evans, 1987; Snow y cols., 1992).

Por último cabe añadir que se ha demostrado el aumento del ritmo cardíaco y del consumo energético en la marcha al aumentar la altura del tacón (Bader, 1987), que se explica por el mayor esfuerzo que han de realizar los músculos para mantener el equilibrio.

Las **consecuencias negativas del calzado** sobre la anatomía y fisiología de la mujer han sido descritas por numerosos autores (Kato y Watanabe, 1981; Bader, 1987; Snow y cols., 1992), y están relacionadas con el calzado de tacón alto, que produce un cambio en la configuración de las cargas en el pie concentrando las fuerzas en el antepié, y puntera estrecha que comprime los dedos; a todo esto se le añade además el uso de materiales de poca adherencia de manera que el apoyo metatarsiano se desplaza hacia adelante.

Como consecuencia de todo ello aparecen múltiples alteraciones a todos los niveles.

A nivel del antepié se describen numerosas alteraciones dolorosas: hallux valgus (juanetes), uñeros, dedos en martillo, dedos montados, dedos en garra, callosidades plantares, hallux rígido... (Bonney y Macnab, 1952; Kato y Watanabe, 1981; Bader, 1987; Soames y Evans, 1987; Valenti, 1987; Wu, 1990; Gastwirth y cols., 1991; Lavigne y Noviel, 1992).

El uso de tacón alto se relaciona muy a menudo a un pie cavo (estudios de Simon Braun, podólogo del hospital de Cochin de París, 1981), que se explica por los acortamientos que se producen del músculo tríceps sural (Bader, 1987).

Bader (1987) y Opila-Correia (1990, (b)), describen la presencia de tendinitis del tendón de Aquiles, bursitis del mismo y bursitis retrocalcánea, con relativa frecuencia, como consecuencia de la fuerte sujeción de los

contrafuertes para evitar que el pie salga del zapato.

La capacidad de amortiguación del pie se encuentra disminuida en el uso de tacones altos, produciéndose cambios cinemáticos compensadores a nivel de los miembros inferiores, de la pelvis y del raquis, que dan como resultado problemas de espalda y de rodilla al alterarse los modelos de carga de los tejidos (Bader, 1987; Soames y Evans, 1987; Opila-Correia, 1990 (a), Gastwirth y cols., 1991), a los que se le une una disminución de la lordosis para compensar el desplazamiento del centro de gravedad (Opila y cols., 1988).

La inestabilidad aumenta la posibilidad de que aparezca algún esguince, luxación o fractura en los huesos y en las articulaciones de la extremidad inferior y del raquis, incluso aunque no lleguen a producirse lesiones, el uso de tacón alto contribuye a un deterioro más temprano de las distintas funciones del miembro inferior y del raquis (Wu, 1990).

XII.-EXPLORACION CLINICA **DE LA MARCHA HUMANA.**

Todo explorador que pretenda descubrir las posibles anomalías de un movimiento o función ha de conocer los patrones normales de éste. En las marchas patológicas, el centro de gravedad del sujeto se aparta de los límites fisiológicos de desplazamiento (45 mm) y la marcha es menos económica. En caso de dolor y fatiga, en el adulto la medida de las bases de las huellas de los pies en el suelo está disminuida con respecto a la normal.

Para el examen el paciente ha de estar desnudo y descalzo.

Todo examen funcional debe incluir:

1.- El examen del sujeto en pie: de frente, de espaldas, de perfil, haciéndole efectuar movimientos sencillos de oscilación hacia adelante, hacia atrás, laterales y de torsión del tronco.

También debe incluir la realización de los mismos movimientos descansando sobre un sólo miembro.

2.- El examen del sujeto en marcha: para ello lo ideal sería disponer de una pista de unos 10 metros aproximadamente y sino de una alfombra rodante de velocidad constante, si bien, es cierto que, en la mayoría de los servicios no se dispone de dicho material y se han de valer de la mera inspección sobre cualquier superficie.

El individuo ha de ser observado en los tres planos:

a/ Plano sagital: en el que observamos:

1/ El cruce alternado de los miembros, asociados a los movimientos del pie, de la rodilla y de la cadera.

2/ Los movimientos del tronco: saludo o cifosis, alternados con lordosis o lordosis combinada con un toráx prominente.

3/ Las oscilaciones de los miembros superiores en sentido inverso a la de los miembros inferiores.

b/ Plano Frontal: centrándonos en el/los o la/las posible/s:

1/ Deformaciones en varo o valgo del tobillo o de la rodilla, que aumenten o no en el momento del apoyo unilateral.

2/ Aumento de la oscilación lateral del tronco.

3/ Separación lateral de los miembros superiores, signo en el que parece que el paciente aletea.

c/ Plano Horizontal o Transversal: observaremos el/los o la/las posible/s:

1/ Aumento o disminución del ángulo de paso por una anomalía en la posición del pie.

2/ Anomalía en la torsión de la cintura escapular que repercute en el valor del paso pelviano.

En cada plano hemos de realizar por un lado un examen general y por otro lado un estudio específico de la marcha observando las características mecánicas de cada fase.

1.- EXAMEN GENERAL

En el que tendremos en cuenta la observación de :

- la simetría de los movimientos
- la facilidad del desplazamiento, obstaculizado o no por las pérdidas de equilibrio o aparición repentina de movimientos incontrolados (espasticidad).
- las pérdidas de equilibrio.
- la amplitud y el ritmo global de los desplazamientos laterales y verticales del cuerpo.
- la anchura de la base de sustentación.
- la longitud de las zancadas o pisadas.
- el número de pasos por minuto (cadencia).
- separación de los talones en reposo (5-10 cm, según Plas y cols., 1984).
- separación de los talones en la marcha (15-20 cm., Plas y cols., 1984).

2.- EXAMEN O ESTUDIO ESPECIFICO

El examen específico debe hacerse en cada una de las fases del ciclo de la marcha, de abajo arriba (Plas y cols., 1984), ya que los movimientos y contracciones musculares se organizan a partir del punto fijo del pie en el suelo.

No vamos a volver a señalar aquí de nuevo los movimientos y acciones que se deben de producir en cada una de las fases, tan sólo señalaremos la necesidad de observar las variaciones de amplitud de:

- los movimientos de tobillo y en particular de las posiciones del pie durante el apoyo.

- los movimientos de la rodilla, es decir, su flexión durante el apoyo y el impulso, y su extensión para preparar el paso siguiente.

- los movimientos de cadera.

- los movimientos de la pelvis (inclinación antero-posterior, descensos laterales y rotación).

- los movimientos del raquis y de la cabeza.

- los movimientos de la cintura escapular y de los movimientos de los miembros superiores.

Además no hay que olvidar nunca el interrogar al paciente sobre el tipo de dolor, localización, momento de aparición, presencia de fatiga...

XIII.- BIBLIOGRAFIA.

- ADRIAN, M. J.; KARPOVICH, P. V.: Foot instability during walking in shoe with high heels. *Res. Q.*, 37: 168-175, 1965.
- ALEPUZ, R.; SOLER, C.; ALCANTARA, E.; PRAT, J.; VERA, P.; HOYOS, J. V.: "Nuevas técnicas de exploración del pie: perspectivas". 1ª jornada sobre el Desarrollo de la Tecnología Sanitaria de la Comunidad Valenciana. Editorial Instituto de Biomecánica de Valencia. Valencia, 1991.
- AMAT MUÑOZ, P.; BERNAL, G.; DOÑATE, F.; FERRES, J. L.; LANCHO, J. L.; MUÑOZ, L.; PALOMERO, G.; RODRIGUEZ, S.; SARRAT, R.; SMITH, J. M.; SMITH, V.; VAZQUEZ, R.: Anatomía Humana. *Escolar*. Ed. Espaxs, 1990.
- ANDRIACCHI, T. P.; OGLE, J. A.; GALANTE, J. O.: Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J. Biomech.*, 10(4): 261-268, 1977.
- ARCAN, M.; BRULL, M. A.: A fundamental characteristic of the human body and foot, the foot-ground pressure pattern. *J. Biomech.*, 9, 1976.
- ARISTOTELES : Citado por Plaja Masip.
- BADER, J. M.: Talon hauts: La vérité. *Sci and Vie*, 848: 10-18, 1987.
- BALZAC, M. de: Teoría del andar, 12. Tusquets Editores. Barcelona, 1980.

- BASMAJIAN, J. V.; BANTZ, F. T.:** Factors preventing downward dislocation of the adducted shoulder joint: an electromyographic and morfological study. *J. Bone Joint surg.*, 41(A): 1182-1186, 1959.
- BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. J. de:** Muscles alive. Williams and Wilkins, editores. Baltimore, 1985.
- BASTOS MORA, F.:** Aportaciones de Leonardo da Vinci al conocimiento del cuerpo humano. *Medicina e Historia*, XVI y XVII. Barcelona, 1965.
- BECK, R.; ANDRIACCHI, T. P.; KUO, K. W.; FERMIER, R. W.; GALANTE, J. O.:** Changes in the gait patterns of growing children. *J. Bone Joint Surg.*, 63-A(9): 1452-1457, 1981.
- BONNEY, G.; MACNAB, I.:** Hallux valgus and hallux rigidus: a critical survey of operative results. *J. Bone Joint Surg.*, 34-B: 366-385, 1952.
- BORELLI, J.A.:** De motu animalium. B. Napoli, 1734.
- BOURGOIS, R.; DESMET, C.; VAN REMOORTERE, P.; BENS, J.; BURNY, F.; DONCKERWOLCKE, M.:** Automatic analysis of the human gait with a hybryd computer system. *Acta Orthop., Bélgica*, 46: 534, 1980.
- BRAUNE, W.; FISCHER, O.:** Über den Schwerpunkt des menschlichen köpers mit Rücksicht sur der Ausrüstung des deitsjem Omfanteristen. *Abh. der Kön. Sächs, Gesell, Wiss.*, 1889.
- BRUNNSTROM, S.:** Clinical Kinesiology. F. A. Davis, edit., Filadelfia, 19, 1966.
- CARPINTERO, P.:** Aportaciones al estudio del pie cavo esencial. Tesis doctoral. Universidad de Córdoba, 1982.
- CHAO, E. Y. :** Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. *J. Biomech.*, 13, 989-1006, 1980.

- CHAO, E. Y.; LAUGHMAN, R. K.; SCHNEIDER, E.; STAUFFER, R. N.: Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J. Biomech.*, 16(3): 219-233, 1983.
- CORCORAN, P. J.; PESZCZYNSKY, M.: La marcha y su reentrenamiento. *Basmajian. Terapéutica por el ejercicio*. Ed. Panamericana, 212-223, 1989.
- CORTES, A.; VIOSCA, E.: "Plataformas dinamométricas Dinascan. Aplicación clínica". 1ª Jornada sobre el Desarrollo de la Tecnología Sanitaria en la Comunidad Valenciana. Editorial Instituto de Biomecánica de Valencia. Valencia, 1991.
- CORTES, A.; VIOSCA, E.; VERA, P.; HOYOS, J. V.: Técnicas biomecánicas de análisis de la marcha humana. *Archivos de Medicina del Deporte*, 33, 27-31, 1992.
- CORTES, A.: Análisis biomecánico de distintos mecanismos de tobillo para amputados del miembro inferior por debajo de la rodilla. Tesis doctoral. Universidad de Valencia. Valencia, 1993.
- DEAN, G. A.: An analysis of the energy expenditure in level and grade walking. *Ergonomics*, 8: 31, 1965.
- DRILLIS, R. J.: Objective recording and biomechanics of pathological gait. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, 74: 86, 1958.
- DUCROQUET, R.; DUCROQUET, J.; DUCROQUET, P.: Walking and limping. English traslation. Lippicott Company, Philadelphia. Toronto, 1968.
- DUCROQUET, R.; DUCROQUET, J.; DUCROQUET, P.: Marcha normal y patológica. Ed. Toray-Masson, 1972.
- DUPUIS, P. V.: La torsion tibiale. Sa mesure, son intérêt clinique, radiologique et

chirurgical. Masson. Paris, 1951.

ELFTMAN, M.: The basic pattern of human locomotion. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, 51 1951.

FERNANDEZ-BALLESTEROS, M. L.; BUCHTHAL, F. ; ROSENFALK, P.: The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. *Acta Physiol. Scand*, 63: 296-310, 1965.

FERNANDEZ CAMACHO, F. J.; DANKLOFF, C.: Relaciones morfométricas de la marcha humana. *Anales de Anatomía*, 36 Extr., 1990.

GALLIFA, O.: Estudio cinématico de la marcha mediante la pista de marcha Asepeyo. *Avances*, 17: 135, 1987.

GASTWIRTH, B. W.; O'BRIEN, T. D.; NELSON, R. M.; MANGER, D. C.; KINDIG, S. A.: An electrodynographic study of foot function in shoes of varying heel heights. *J. Am. Podiatric. Med. Assoc.*, 81(9): 463-472, 1991.

GOMEZ PELLICO, L.; FORRIOL CAMPOS, F.; DANKLOFF MORA, C.: Estudio cinético de la marcha normal. *Revista de Ortopedia y Traumatología*, 36 IB, 699-703, 1990.

GUIBAL, Ch.: Electropodographie dynamique. Exploration fonctionnelle de la marche par la mesure des pressions plantaires. Thesis, Montpellier, 1968.

GUILLEN ALVAREZ, M. L.; MUGÜERZA PECKER, P. A.: Podología deportiva. Ed. Mc Graw Hill - Interamericana de España. Madrid, 1991.

HOGUE, R. E.: Upper-extremity muscular activity at different cadences and inclines during normal gait. *Phys. Ther.*, 49, (9): 963-972, 1969.

HOYOS, J. V.; VERA, P.; NIETO, J.: Estructura de un laboratorio para el análisis biomecánico de la marcha. Equipos médicos. *Revista de*

Instrumental Médico y Bioingeniería, 1: 7, 1985.

INMAN, V. T.: Energy expenditure. Human walking, 62-67. Williams and Wilkins, editores. Londres, 1981.

INMAN, V. T.; RALSTON, M. J.; TODD, F.: Human walking. Williams and Wilkins, editores. Baltimore, 1981.

JACKSON, K. M.; JOSEPH, J.; WYARD, S. J.: Forearm movement during human locomotion: En: *Proceedings 4th Congress or ISEK*, 158-159, Boston, 1979.

JOSEPH, J.: The pattern of activity of some muscles in women walking of high heels. *Am Phys Med.*, 9(7): 295-299, 1968.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E.: Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthop. Res.* 8(3): 383-392, 1990.

KATO, T.; WATANABE, S.: The etiology of hallux valgus in Japan. *Clin. Orthop.*, 157: 78-81, 1981.

KETTELKAMP, D. B.; JOHNSON, R. J.; SMIDT, G. L.; CHAO, E. Y.; WALKER, M.: An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J. Bone Joint Surg.*, 52-A (4): 775-790, 1970.

LAMOREUX, L. W.: Kinematic measurements in the study of human walking. *Bull. Prosthet. Res.*, 10(15): 3-84, 1971.

LATEAUR, B. J. de; GIACONI, R. M.; QUESTAD, K.; KO, M.; LEHMANN, J.: Footwear and posture. Compensatory strategies for heel height. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 70(5): 246-254, 1991.

LAVIGNE, A.; NOVIEL, D.: Causes et physio-pathologie des metatarsalgies plantaires par surcharge. *Estude Clinique du Pied et Therapeutic pat*

Orthese, Masson, París, 18-20, 1992.

- LEE, K. H.; SHIEH, J. C.; MATTELIANO, A.; SMIEHOROWSKI, T.:
Electromiographic changes of leg muscles with heel lifts in women:
terapeutic implications. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 71: 31-33, 1990.
- LEHMANN, J. F.; LATEUR, B de: Análisis de la marcha: diagnóstico y manejo.
Krusen: Medicina Física y Rehabilitación. Editorial Panamericana, 108-
126, 1993.
- LLANOS ALCAZAR, L. F. : El soporte muscular de la bóveda plantar estática.
Tesis doctoral. Universidad Complutense, Madrid, 1975.
- LORD, G.; GERTAZ, R.; GANDOLFI, R.: La marche normale el ses alterations
apres arthroplastie totale du membre inferieur. *Rev. Chir. Orthop.*, 63:
221, 1977.
- McBRIDE, I.; WYSS, U. P.; COOKE, T. D. V., CHIR, B.; MURPHY, L.; PHILIPS,
J.; OLNEY, S. J.: First metatarsophalangeal joint reaction forces during
high heel gait. *Foot Ankle*, 11(5): 282-288, 1990.
- MANN, R. A.; SCHWARZMAN, A.: Biomechanics of the earth shoe. *Orthop.*
Clin. North Am., 7, 1976.
- MAREY, E. J.: La machine animale. J. B. Baillière Editores. París, 1873.
- MARTIN GUINEA, J.: El pie cavo idiopático. Tesis doctoral. Universidad
Complutense. Madrid, 1982.
- MATSUSAKA, N.: Control of the medial-lateral balance in walking. *Acta*
Orthop. Scand., 57: 555, 1986.
- MERRIFIELD, H. H.: Female gait patterns in shoes with different heel heights.
Ergonomics, 14(3): 411-417, 1971.

- MOLINA, O.: Estudio de la marcha en las neuropatías hereditarias sensitivo-motoras. Tesis doctoral. Maracaibo (Venezuela), 1986.
- MORTON, D. J.: Human Locomotion and Body Form. Baltimore, 1952.
- MURRAY, M. P.; DROUGHT, A. B.; KORY, R. C.: Walking patterns of normal men. *J. Bone Joint Surg.*, 46A(2), 335-360, 1964.
- MURRAY, M. P.; SEPIC, S. B.; BARNARD, E. J.: Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking. *Phys. Ther.*, 47(4): 272-284, 1967.
- MURRAY, M. P.; KORY, R. C.; SEPIC, S. B.: Walking patterns of normal women. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 51(11): 637-650, 1970.
- MURRAY, M. P.; MOLLINGER, L. A.; GARDNER, G.M.; SEPIC, S. B.: Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. *J. Orthop. Res.*, 2(3): 272-280, 1984.
- MUYBRIDGE, E.: The human figure in motion. Chapman and Hall, Editores. London, 1907.
- NIGG, B. M.: External force measurement with sport shoe and playing surfaces. Proc. Int. Symp. Biomechanical aspects sports shoes and playing surfaces. Universidad of Calgary, 21, 1986.
- NUÑEZ SAMPER, M.: Análisis anatomo-funcional y estadístico de los sistemas estáticos de la bóveda plantar del pie plano. Tesis doctoral. Universidad Complutense. Madrid, 1979.
- OKAMOTO, T.; KUMAMOTO, M.: Electromyographic study of the learning process of walking in infants. *Electromyography*, 12: 149-158, 1972.
- OPILA, K. A.; WAGNER, S. S.; SCHIOWITZ, S.; CHEN, J.: Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. *Spine*, 13(5): 542-547, 1988.

- OPILA-CORREIA, K. A.:** Kinematic of high heeled gait. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 71: 304-309, 1990 (a).
- OPILA-CORREIA, K. A.:** Kinematics of high heeled gait with consideration for age and experience of wearers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 71: 905-909, 1990 (b).
- ORTEGA Y GASSET, J.:** Obras completas. La bicicleta, el pie y el pseudópodo. II, 75. Alianza editorial. Madrid, 1983.
- PARE, E. B.; STERN, J. T.; SCHWARTZ, J. M.:** Functional differentiation with in the tensor fascia lata. A telemetered electromyographic analysis of its locomotor roles. *J. Bone Joint Surg.*, 63(A): 1457-1471, 1981.
- PERRY, J.:** The mechanics of walking, in principles of lower extremity bracing. *Amer. Phys. Ther. Ass.*, Washington, D.C., 1967.
- PERRY, J.:** Gait Analysis: Normal and Pathological Function, Slack, Thorofare, NJ, 1992.
- PIERRON, G.; LEROY, A.; PENINOU, G.; DUFOUR, M.; GENOT, C.:** Kinesioterapia, 2, miembro inferior. Editorial Panamericana, 1988.
- PLAJA, J.:** El difícil arte de caminar. Discurso del ingreso a la Real Academia de Medicina y Cirugía del distrito universitario de Oviedo. Oviedo, 1972.
- PLAS, F., VIEL, E.; BLANC, Y.:** La marcha humana. Cinesiología, dinámica, biomecánica y patomecánica. Ed. Masson, 1984.
- RABISCHONG, P.:** Citado por Guibal.
- RAINAUT, J.J.; LOTTEAU, J.:** Télémétrie de la marche, goniométrie du genou. *Rev. Chir. Orth.*, 60(2): 97-107, 1974.
-

RANU, H. S.: Miniature load cells for the measurement of foot-ground reaction forces and centre foot pressure during gait. *J. Biomed. Eng.*, 8: 175-177, 1986.

ROUVIERE, M.; DELMAS, A.: Anatomía Humana. Ed. Masson. 554, 1987.

SANCHEZ-LACUESTA, J.; VERA, P.; HOYOS, J. V.; VIOSCA, E.; CORTES, A.: "Plataformas dinamométricas Dinascan. Criterios de diseño". 1ª Jornadas sobre el Desarrollo de la Tecnología Sanitaria en la Comunidad Valenciana. Editorial Instituto de Biomecánica de Valencia. Valencia, 1991.

SANCHEZ-LACUESTA, J.; PRAT, J.; HOYOS, J. V.; VIOSCA, E.; SOLER-GRACIA, C.; COMIN, M.; LAFUENTE, R.; CORTES, A.; VERA, P.: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Ed. Instituto de Biomecánica de Valencia, 1993.

SAUNDERS, J. B.; INMAN, V. T.; EBERHAST, H. D.: The major determinants in normal and pathological gait. *J. Bone Joint Surg.*, 35-A(3): 543-557, 1953.

SCHERB, R.: Kinetisch-diagnostische. Analyse von Gehstörungen. F. Enke, editores. Stuttgart, 1952.

SCHWARTZ, R. P.: Kinetics of human gait. *J. Bone Joint Surgery*, 16: 343, 1934.

SCHWARTZ, R. P.; HEATH, A. L.; MISIEK, W. J.: The influence of the shoe in gait. *J. Bone Joint Surg.*, 17: 406-418, 1935.

SISSON, G.; PERRY, J.; GRONLEY, J.; BARNES, L.: Quantitative thigh muscle activity during ambulation in normal subjects. *Trans. Orthop. Res. Soc.*, 10, 359, 1985.

SNOW, R. E.; WILLIAMS, K.; HOLMES, G.: The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women. *Foot Ankle*, 13(2), 1992.

- SOAMES, R. W.; CLARK, C.:** Heel height-induced changes in metatarsal loading patterns during gait. *Biomechanics IX-A*, (Editado por WINTER, D. A.; NORMAN, R. W.; WELLS, R. P.; HAYES, K. C.; PATLA, A. E.) Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois, 446-450, 1985.
- SOAMES, R. W.; EVANS, A. A:** Female gait patterns: the influence of footwear. *Ergonomics*, 30(6): 893-900, 1987.
- STEINDLER, T.:** Kinesiology of the human body. Springfield, Illinois, Charles C Thomas, Publisher, 1955.
- SUTHERLAND, D. H.; OLSHEN, R.; COOPER, L.; WOO, S. L. Y.:** The development of mature gait. *J. Bone Joint Surg.*, 62-A(3): 336-353, 1980.
- SUTHERLAND, D. H.; OLSHEN, R. A.; BIDEN, E. N.; WYATT, M. P.:** The development of mature walking, McKeith, Londres, 1988.
- VALENTI, V.:** El tacón. Ortesis del pie. Ed. Panamericana, Buenos Aires, 35-39, 1987.
- VERA, P.; HOYOS, J. V.; NIETO, J.; AYORA, M.; GARCIA, M.; RAMIRO, J.; GOMEZ-FERRER, R.; RODRIGO, J. L.:** Biomecánica de la marcha humana I. Líneas de trabajo seguidas por el Instituto de Biomecánica de Valencia. *Anales de Ingeniería Mecánica*, 2: 97, 1984.
- VERA, P.; HOYOS, J. V.; NIETO, J.:** Biomecánica del Aparato Locomotor. I. Fundamentos. Editado por el Instituto de Biomecánica de Valencia. Valencia, 1985.
- VILADOT, A.:** Consideraciones sobre la marcha de los enfermos operados de prótesis total de cadera. II Jornadas sobre sustituciones articulares, 151. Nuevos gráficos. Madrid, 1976.
- VILADOT, A.:** Patología del antepié. 3ª Edición. Ed. Toray. Barcelona, 1984.

- VILADOT, A.:** Quince lecciones sobre patología del pie. Ed. Toray. Barcelona, 1989.
- VILADOT, A. Jr.:** Estudio de la marcha fisiológica en individuos normales y en portadores de endoprótesis. Tesis Doctoral. Universidad de Barcelona, 1978.
- VILADOT PERICE, A.; VILADOT VOEGELI, A.:** La marcha humana. *Revista de ortopedia y traumatología*, 34 IB(1): 99-108, 1990.
- VINCI, L. da:** Citado por Bastos Mora, (1965).
- VIOSCA, E.:** Estudio biomecánico comparativo entre el patrón de marcha humana normal y el del amputado tibial. Tesis doctoral. Universidad Politécnica de Valencia. Valencia, 1993.
- WATERS, R. L.; MORRIS, J.:** Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *J. Anat.* 111(2): 191-199, 1972.
- WEBER, W.; WEBER, E.:** Mechanik der Menschlichen Gekwerkzeuge. Göttingen. Dietrich, 1836.
- WITTLE, M. W.:** Gait Analysis: An Introduction, Butterworth-Heinemann, Oxford., 1991.
- WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S.; WALT, S. E.:** Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys. Ther.*, 70(6): 340-347, 1990.
- WINTER, D. A.:** The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological, 2nd, University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario, 1991.
- WU, K. K.:** Potentially harmful effects of pointed-toe and spike-heeled shoes. *Foot*

Orthoses. Williams and Wilkins editores, Baltimore, 84-85, 1990.

XIV.- ICONOGRAFIA **Y LEYENDA.**

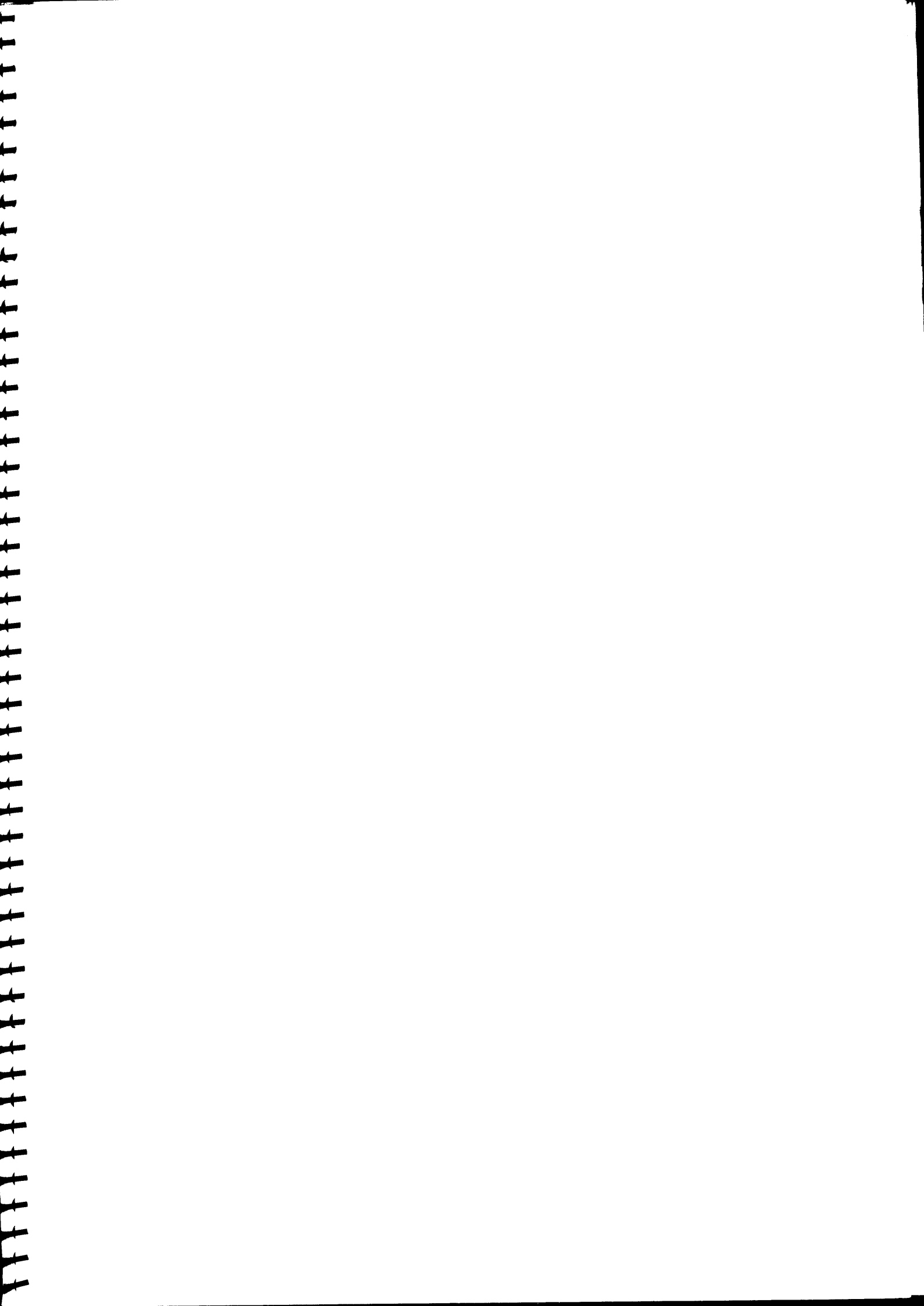
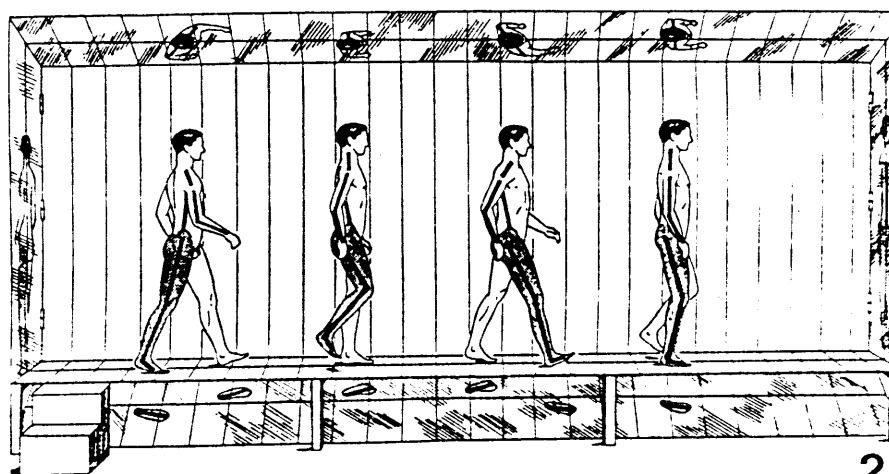
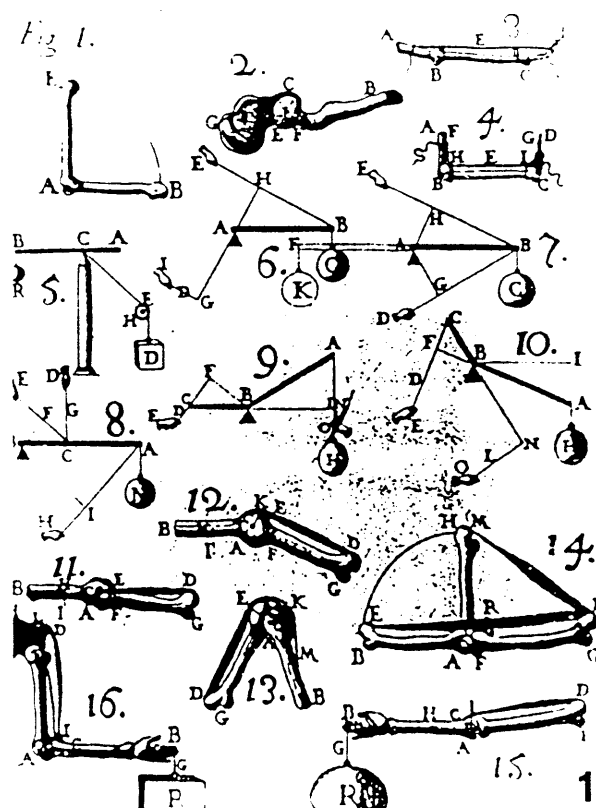


Figura 1: Grabado de "De motu animalium" de Borrelli.

Figura 2 : Pasillo de espejos de Ducroquet.

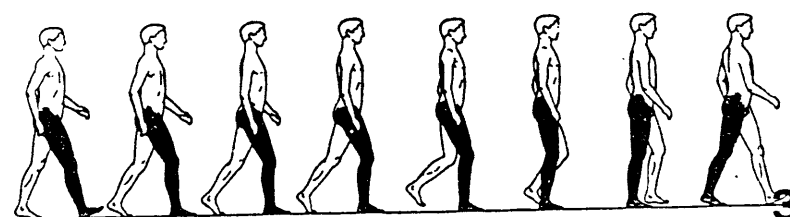
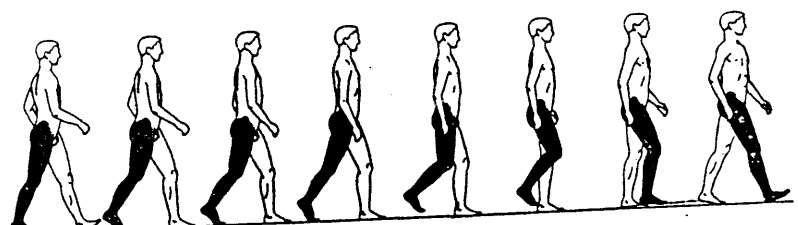


2

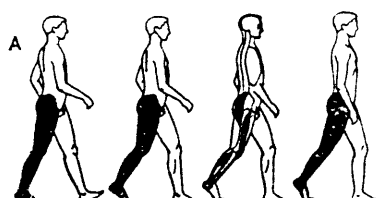


Figura 3: Ciclo de la marcha.

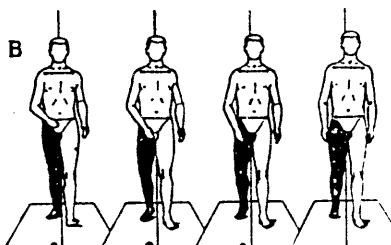
Figura 4 : Primera fase de la marcha.



PLANO SAGITAL



PLANO FRONTAL



PLANO HORIZONTAL

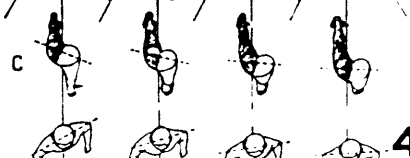


Figura 5: Movimiento progresivo de la articulación tibiotalar y reducción consecutiva del apoyo plantar (Primera fase de la marcha).

Figura 6 : Descomposición de la fuerza de impulsión. El astrágalo se aplica sobre el cóndilo tibial tomando el eje de la tibia como fuerza central.

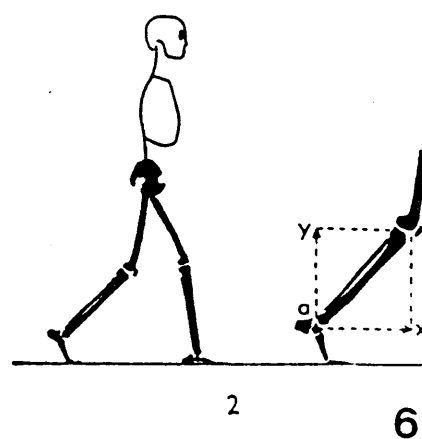
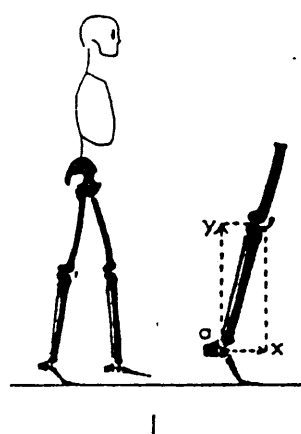
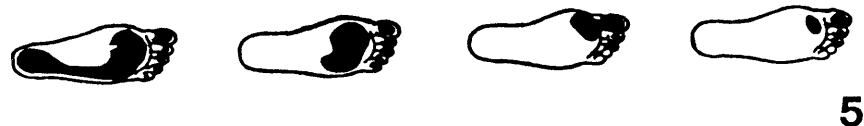
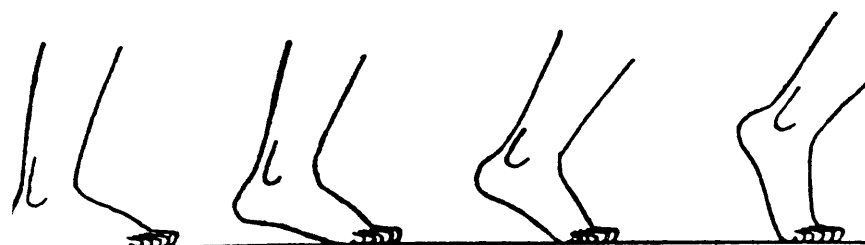


Figura 7: En la parte superior se observa el desarrollo del paso según las teorías antiguas. En la parte inferior se muestra el desarrollo del paso según los actuales métodos de investigación.

Figura 8 : Oscilaciones laterales debidas a las acciones musculares.

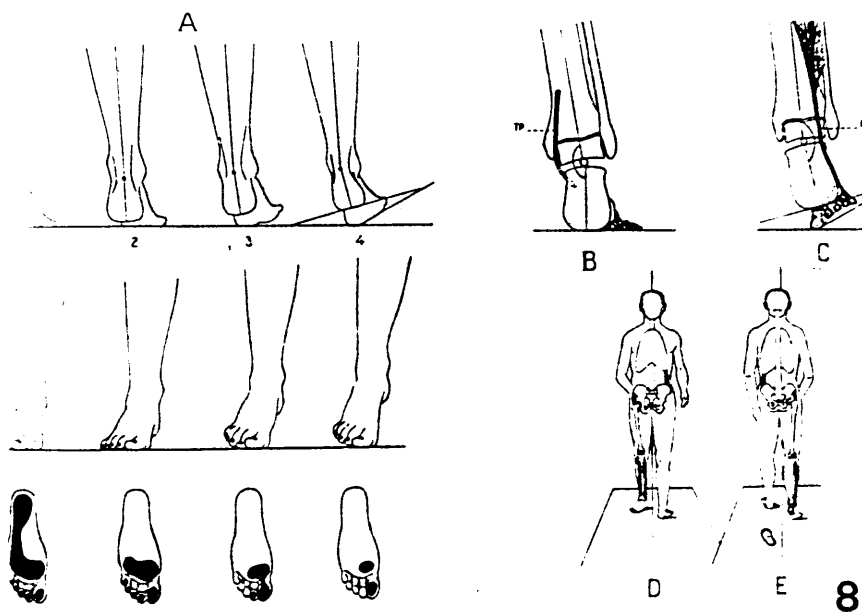
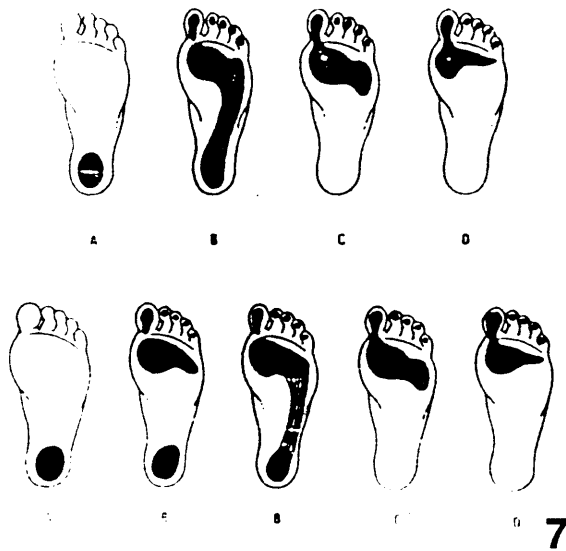


Figura 9: *Superior derecha:* Torsión astragalina por encima del calcáneo por acción del músculo tibial posterior. *Inferior derecha:* Músculo tibial posterior responsable de la rotación. *Izquierda:* Posición inicial de doble apoyo posterior en la que se observa la acción músculo glúteo mmayor

Figura 10 : Segunda fase de la marcha en los tres planos del espacio

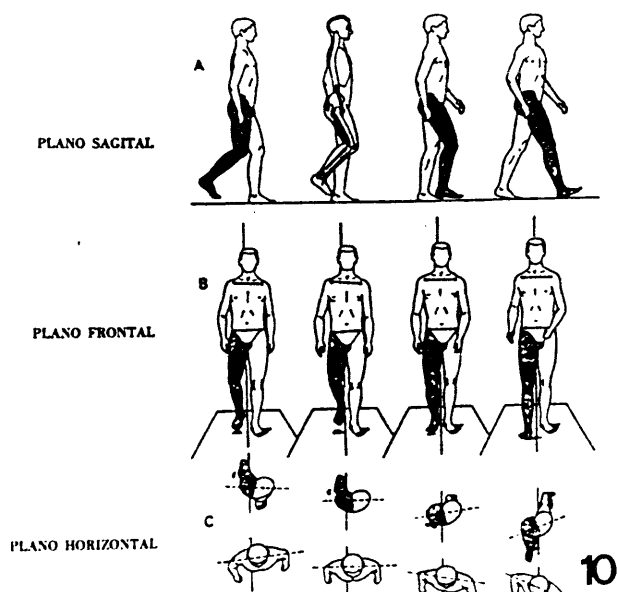
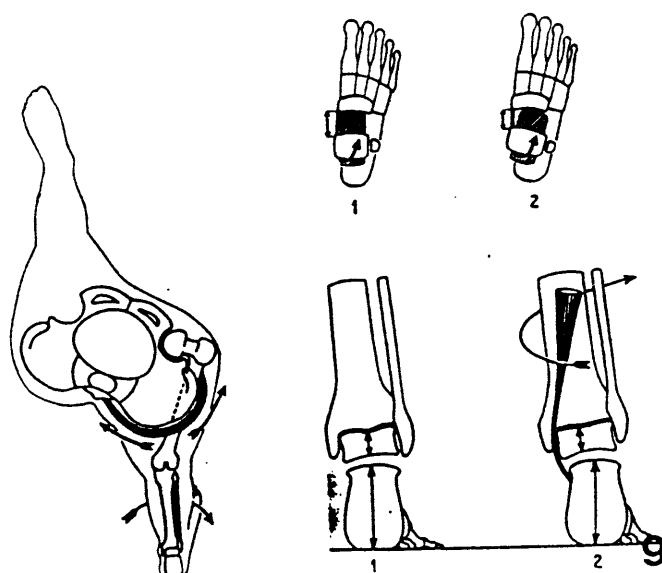


Figura 11: Izquierda: Péndulo doble de los segmentos del miembro inferior. Derecha:
Acción de frenado de los músculos recto anterior y crural.

Figura 12 : Tercera fase de la marcha en los tres planos del espacio.

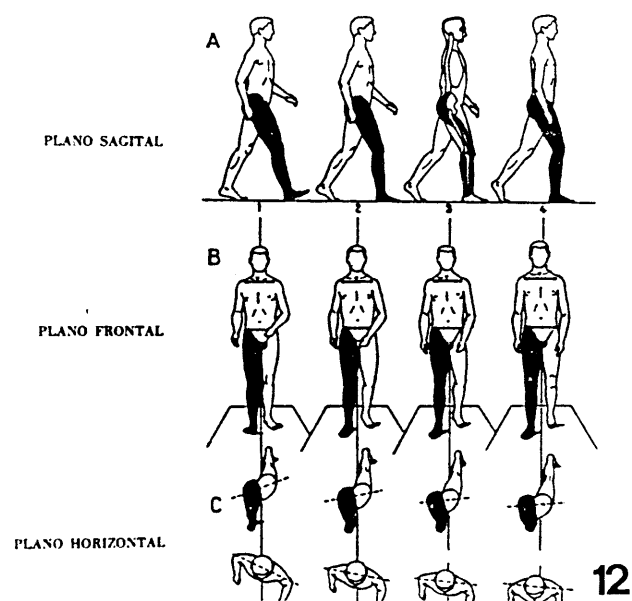
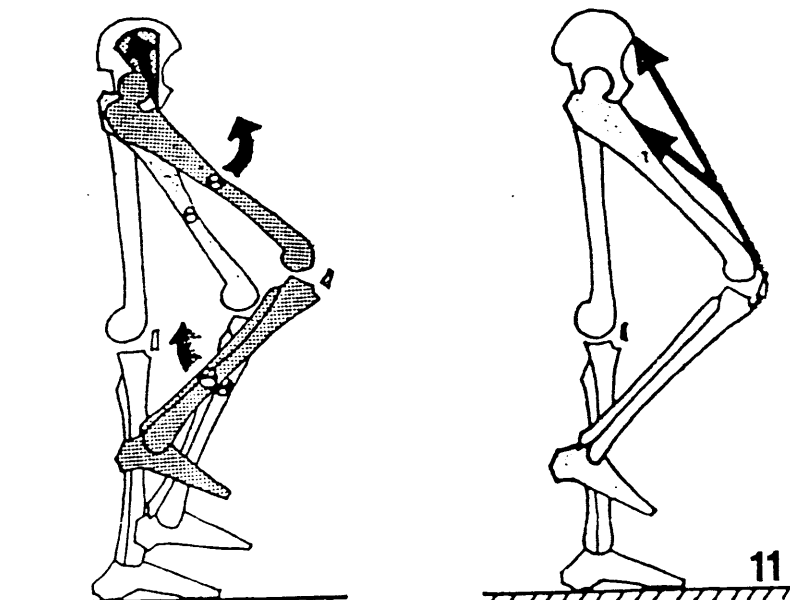


Figura 13: *Superior:* Representación mecánica de las fuerzas que intervienen en el momento en que el talón toca el suelo. *Inferior:* Representación mecánica de las fuerzas que intervienen en el momento en que la punta del pie toca el suelo.

Figura 14 : Progresión de la planta del pie y de la verticalidad de la pierna con respecto al suelo durante la tercera fase de la marcha.

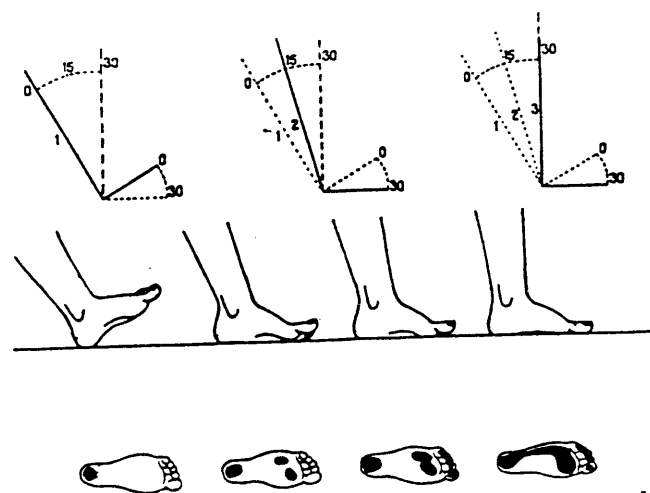
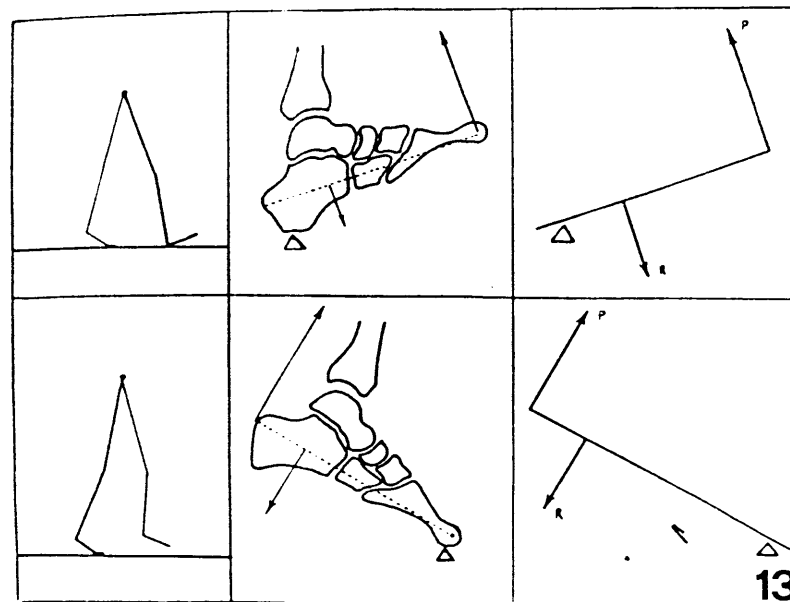


Figura 15: *Superior:* Aumento del apoyo de la cara plantar bajo el 5º metatarsiano por acción del músculo tibial posterior. *Medio:* Visión frontal del apoyo progresivo del pie en el suelo durante la tercera fase de la marcha. *Inferior:* Huella plantar

Figura 16 : A: Acción frenadora y reguladora del músculo glúteo mayor en el plano horizontal. B: Participación de los músculos peroneos en el sostenimiento del paso, provocando un movimiento de rotación subastragalina, llevando la punta del pie hacia fuera. C: Acción frenadora de los músculos peroneos cuando toda la planta está apoyada. D: Giro inverso de la cintura escapular con respecto a la pelvis.

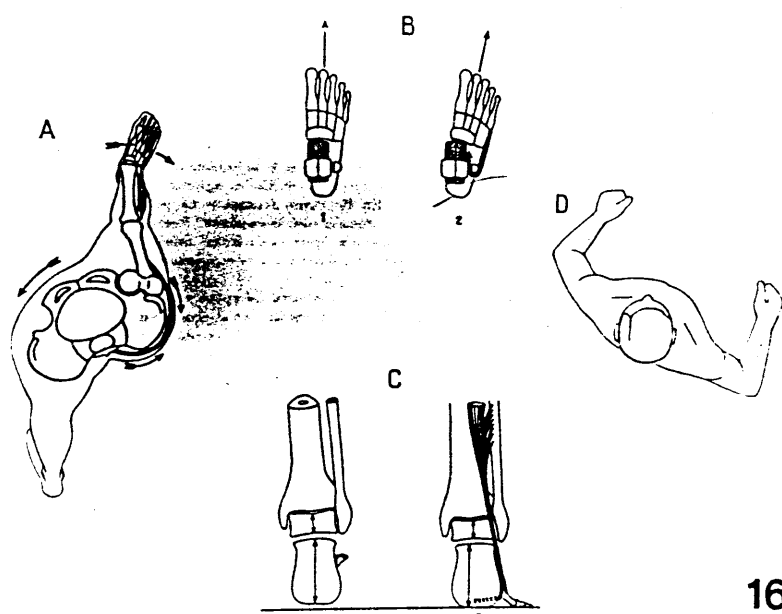
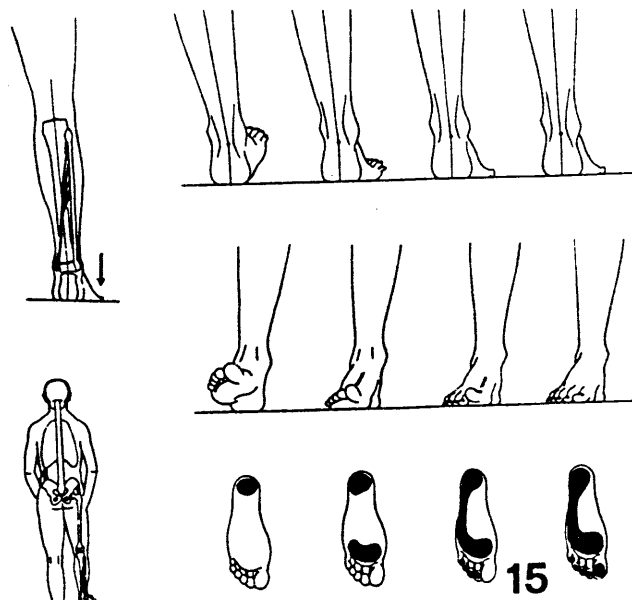


Figura 17: Cuarta fase de la marcha en los tres planos del espacio.

Figura 18: Reacción contra el suelo: Estabilización de la rodilla por el triceps sural.

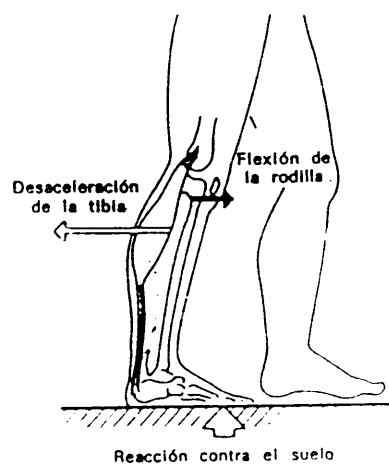
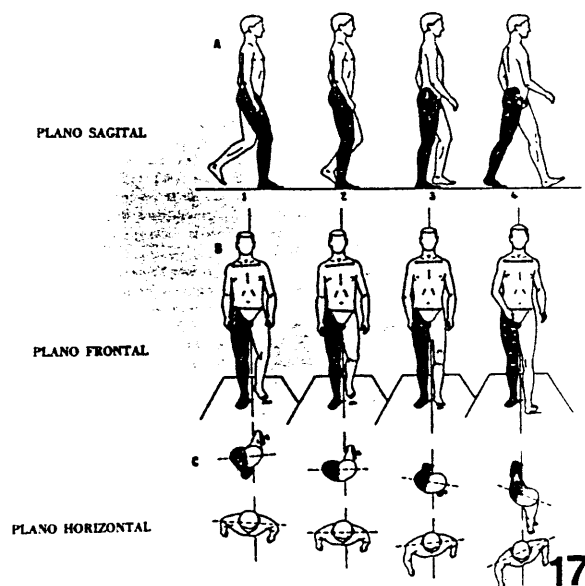
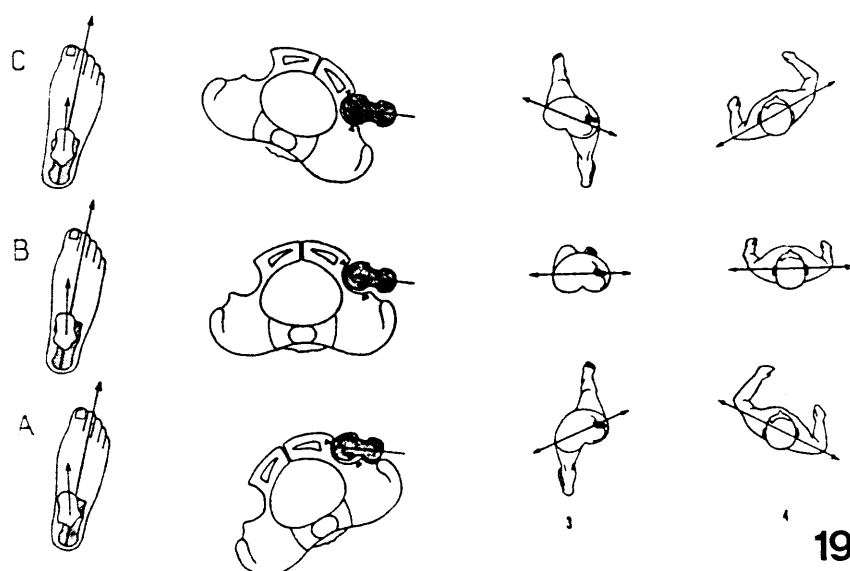


Figura 19: *Columna lateral izquierda:* Movimiento giratorio horizontal del astrágalo por encima del calcáneo, limitado apoyado y frenado por el músculo tibial posterior. *Columna central izquierda:* Rotación de la pelvis y paso de la cadera desde una rotación externa a una rotación interna. *Columna central derecha:* Compensación de rotaciones inversas por la cintura peleviana. *Columna lateral derecha:* Compensación de rotaciones inversas por la cintura peleviana.

Figura 20: Acelerómetro fijado a la tibia.



19



20

Figura 21: Sujeto instrumentado con goniómetros y equipo de telemetría.

Figura 22: Diagrama de evolución temporal de las fuerzas de reacción sobre una plataforma dinamométrica en marcha humana.

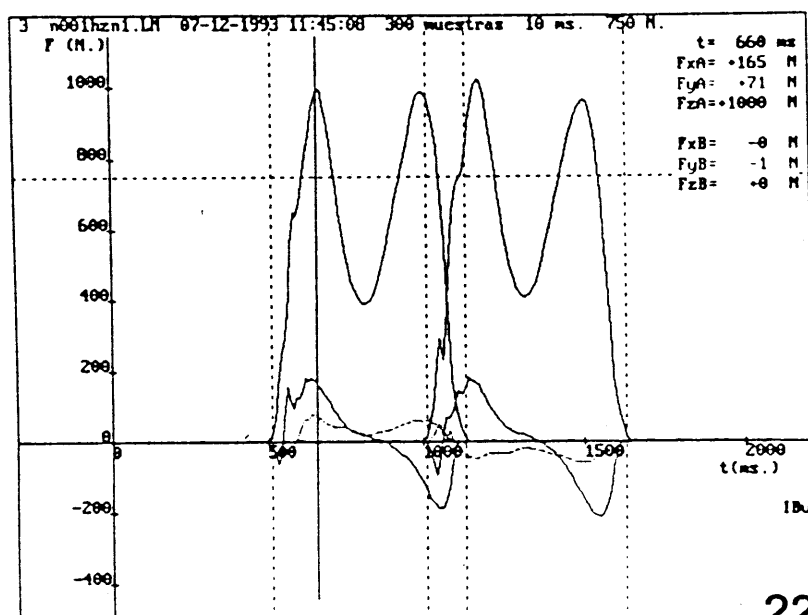
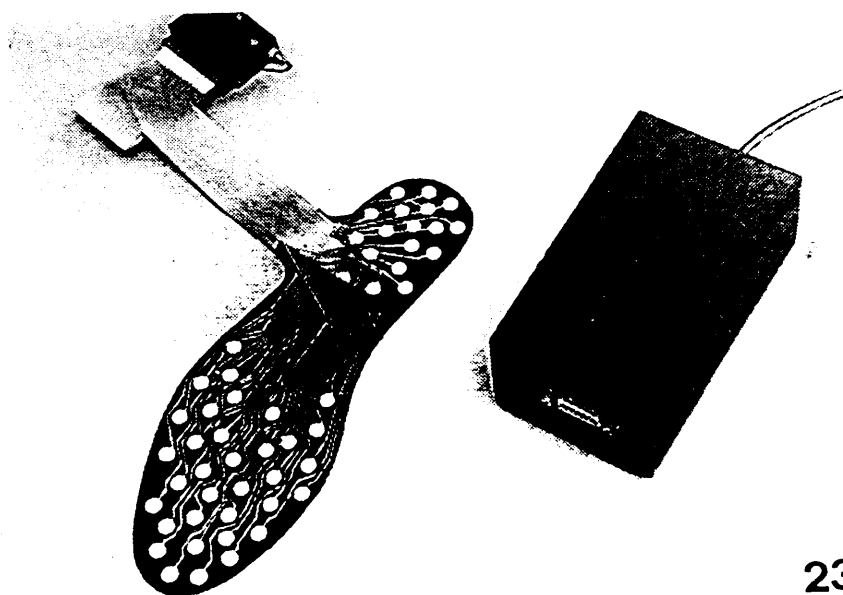
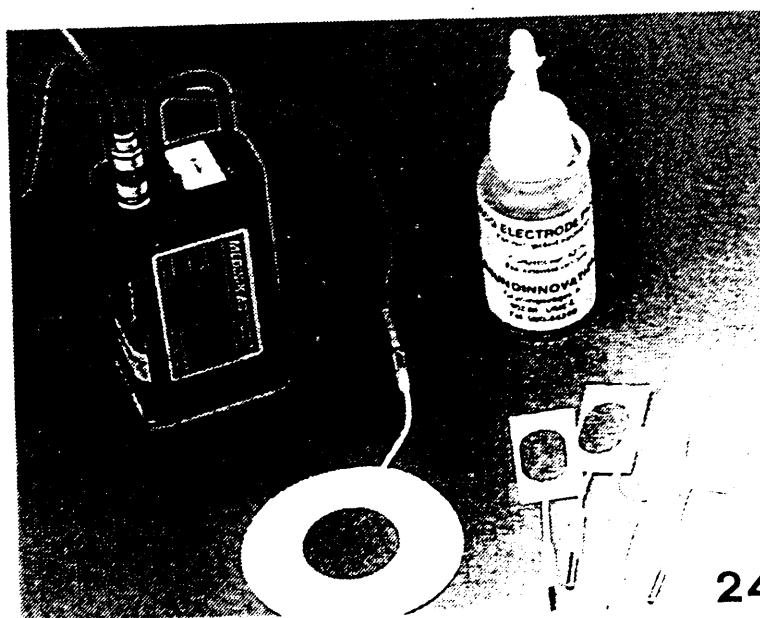


Figura 23: Plantilla instrumentada.

Figura 24: Electrodo de superficie para electromiografía.



23



24

Figura 25: Gráfica comparativa del apoyo de ambos pies.

Figura 26: Situación de los centros de gravedad en los diferentes segmentos del
cuerpos humano.

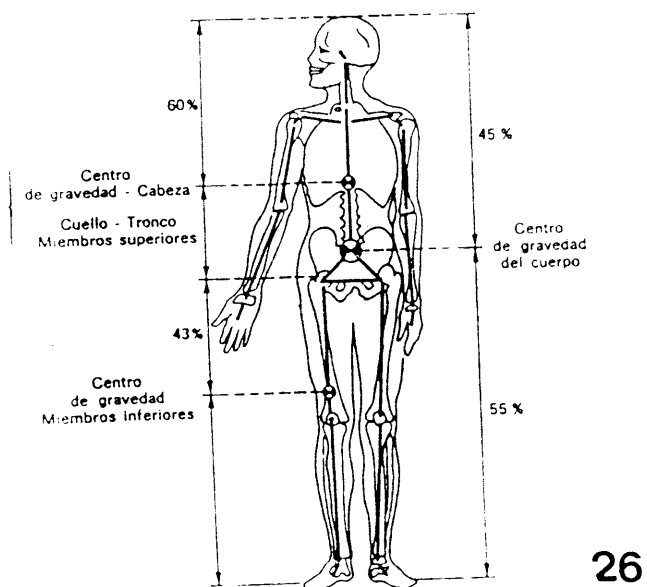
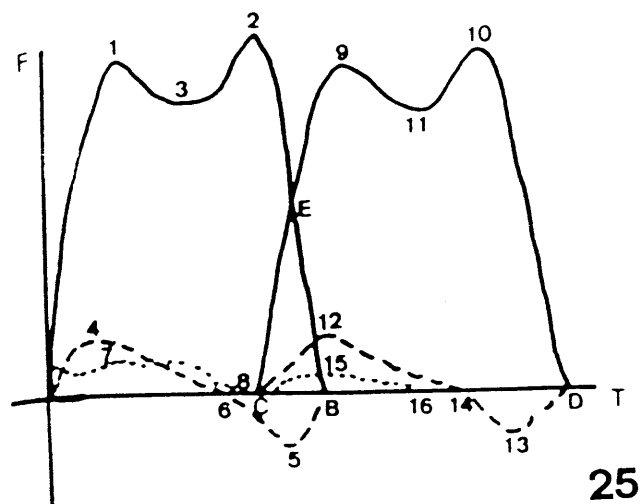
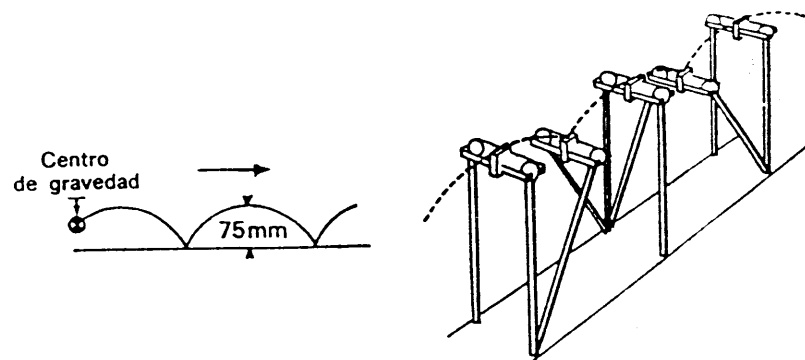
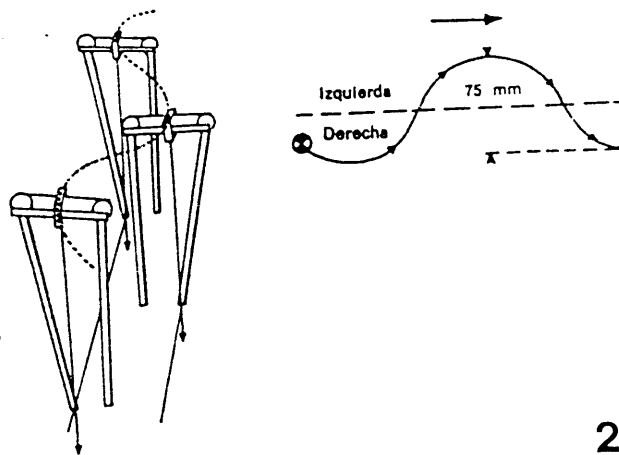


Figura 27: Desplazamiento vertical teórico del centro de gravedad.

Figura 28: Desplazamiento horizontal teórico de ambos pies.



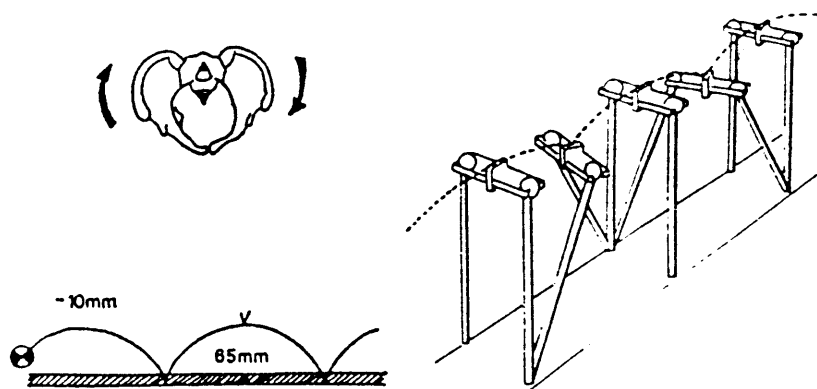
27



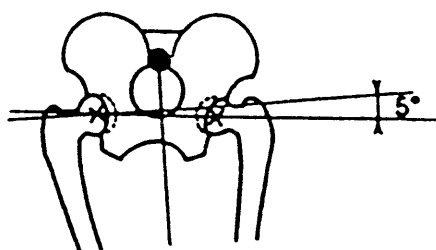
28

Figura 29: Influencia de la rotación axial de la pelvis sobre el desplazamiento del centro de gravedad.

Figura 30: Basculación de la pelvis con descenso del lecho sin carga.



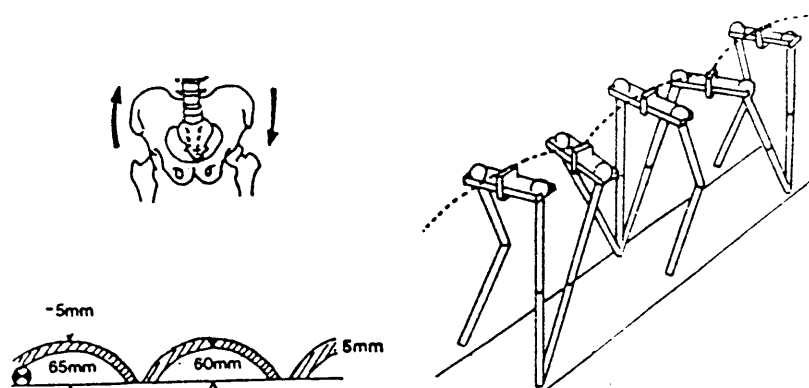
29



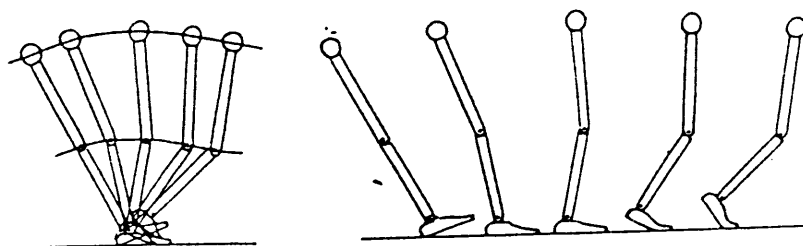
30

Figura 31: Influencia de la basculación de la pelvis sobre el desplazamiento del centro de gravedad.

Figura 32: Flexión de la rodilla durante el apoyo.



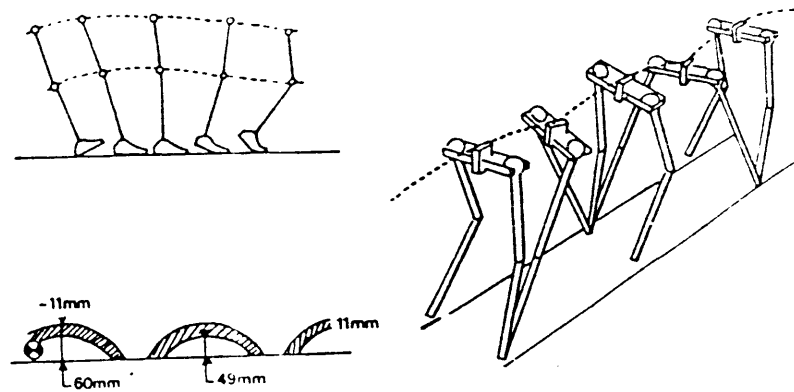
31



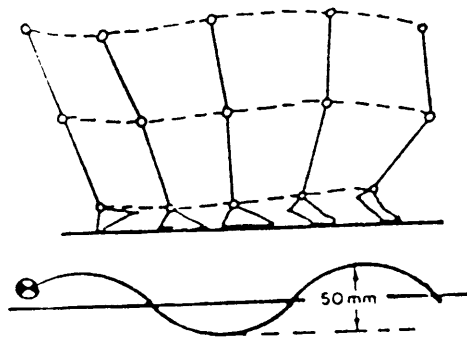
32

Figura 33: Influencia de la flexión de la rodilla sobre el desplazamiento del centro de gravedad.

Figura 34: Influencia de los movimientos de la rodilla y el tobillo.



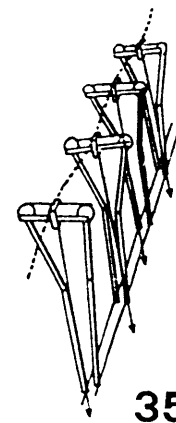
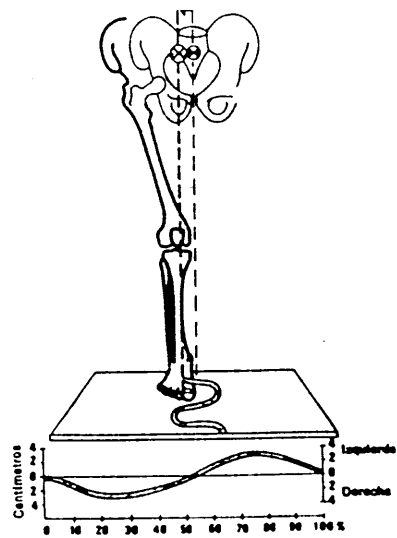
33



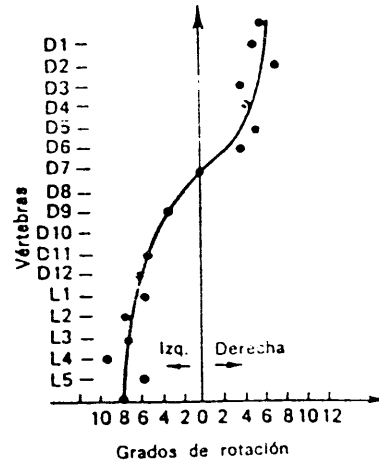
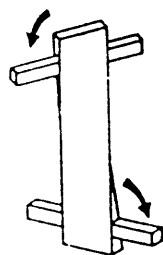
34

Figura 35: Desplazamiento lateral de la pelvis y acción importante del valgo fisiológico reduciendo la distancia que debe recorrer el centro de gravedad para alcanzar el centro del talón en carga.

Figura 36: Amplitud de las rotaciones opuestas de las cinturas.



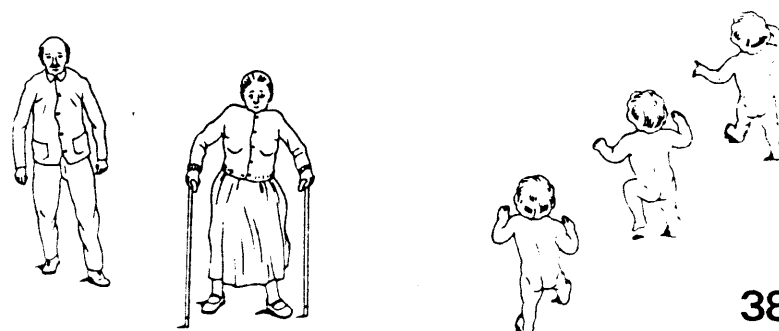
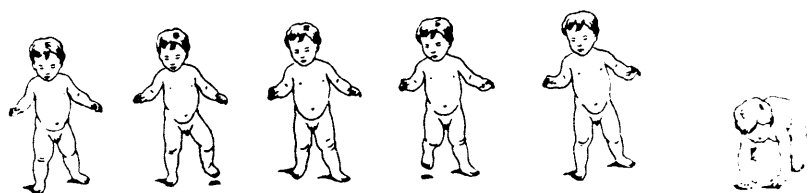
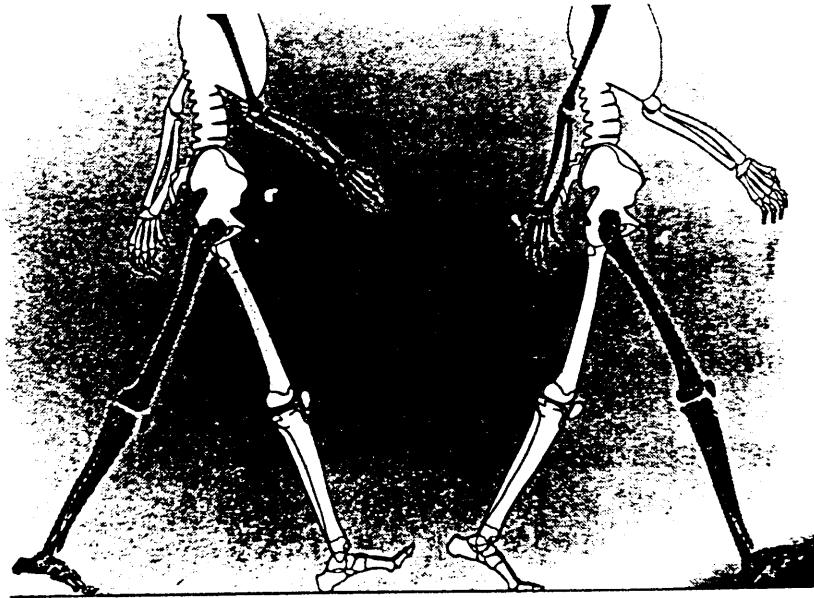
35



36

Figura 37: Oscilaciones de los miembros superiores con respecto a los inferiores durante la marcha humana normal.

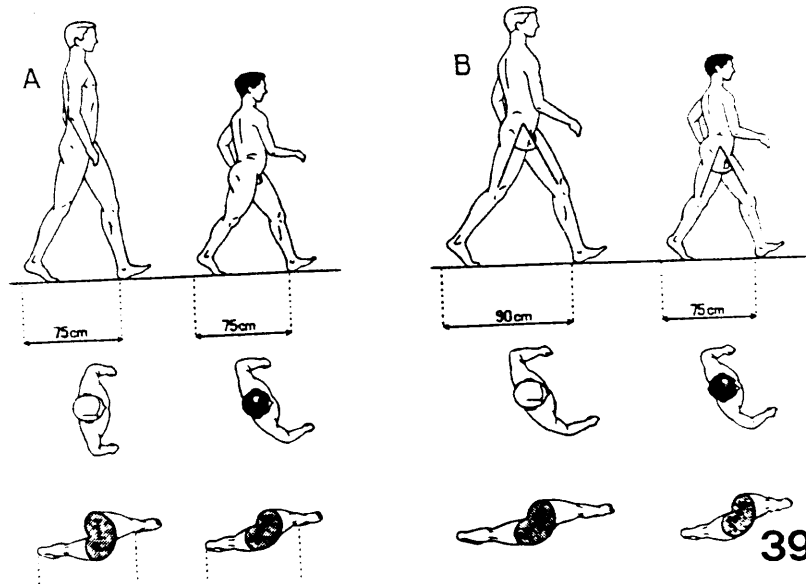
Figura 38: Primeros pasos de un niño y marcha del anciano.



38

Figura 39: Comparativo de dos individuos de diferente altura realizando pasos de igual y diferente longitud

Figura 40: Tacones de diferentes alturas.



XV.- CONCLUSIONES.

Después de realizar una investigación bibliográfica profunda, así como haber valorado otra serie de datos no publicados (existentes en la Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia, Complejo Hospitalario de Salamanca y Departamento de Anatomía e Histología Humanas), hemos llegado a las siguientes conclusiones.

- Primera.-** Es indiscutible que en la marcha humana cabe diferenciar cuatro tiempos, fases o momentos. No obstante, al ser una sucesión de pasos, existen diferencias en el momento en que los diferentes autores empieza a estudiar la misma, lo que conlleva una desigualdad en la terminología.
- Segunda.-** Debido a la complejidad del funcionamiento coordinado del cuerpo humano durante la marcha humana, su análisis adecuado, exige la combinación de una enorme batería de pruebas tales como estudios cinemáticos, cinéticos, electromiográficos, etc.
- Tercera.-** La situación y desplazamiento del centro de gravedad durante la marcha es clave para que el gasto energético sea mínimo, por lo que nuestro organismo, presenta una serie de mecanismos para conseguir que el desplazamiento del centro de gravedad sea el menor posible.

Cuarta.-

Desde el nacimiento, el individuo realiza un proceso de aprendizaje y evolución de su patrón de marcha hasta alcanzar el denominado patrón adulto. Finalmente, en edades avanzadas este patrón sufre modificaciones importantes, al margen de las posibles situaciones patológicas que se puedan sumar.

Quinta.-

Existe una batería impresionante de factores que influyen en la marcha humana modificando el patrón normal de la misma. De especial importancia son la cadencia o velocidad de la misma, la talla de los individuos y el calzado que utilicen los mismos.

Sexta y última.- El conocimiento del patrón de marcha en condiciones fisiológicas normales es imprescindible para cualquier explorador que pretenda descubrir posibles anomalías de la misma.